

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät
Charité der Humboldt-Universität zu Berlin

DISSERTATION

**Der Einfluss des Verankerungsniveaus und
der Verankerungsmethodik von
Rekonstruktionstechniken des vorderen
Kreuzbandes mit “Hamstring”-Sehnen:**

**Eine Biomechanische Studie unter
Zyklischer Belastung**

Zur Erlangung des akademischen Grades Doctor medicinae (Dr.med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Sven Scheffler aus Berlin

Dekan: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter:

1. Prof.Dr. med. P. Neuhaus.....
2. PD Dr. med. R.F.Hoffmann.....
3. Prof. Dr. med. H. Zippel.....

Datum der Promotion: 13.12.2002.....

INHALTSVERZEICHNIS

1 Einleitung	1
Motivation	1
Das intakte vordere Kreuzband (VKB)	3
Anatomie	3
Funktion	6
Modus und Inzidenz der Verletzung des VKB	7
Behandlung der VKB-Verletzung	8
Operative Versorgung	11
<i>Historie</i>	11
<i>Transplantat</i>	15
<i>Fixationsmethodik und Fixationslokalisation</i>	19
<i>Fixationsmaterial</i>	21
Auswahl der Rekonstruktionstechniken	23
Überblick der Biomechanischen Testung des VKB	24
<i>Konstrukt Rekonstruktionstechnik</i>	24
<i>Versuchsobjekte</i>	26
<i>Testtyp</i>	27
<i>Testprotokoll</i>	31
<i>Messparameter</i>	34
Zielsetzung der Studie	37
2 Material & Methoden	38
Material	39
Testobjekte	39
<i>Humane Kniegelenke</i>	39
<i>Sehnen-Transplantate</i>	40
Fixationsmaterial & Instrumentarium	41
<i>Technik nach Stähelin und Weiler (HAD_{BIO})</i>	41
<i>Technik nach Pinczewski (HAD_{TIT})</i>	43
<i>Technik nach Rosenberg (HEI_{Button})</i>	45
Methoden	47
Allgemeiner experimenteller Aufbau	47
Untersuchung & Präparation der Testobjekte	49
<i>Technik der Präparation des intakten Knie</i>	49
<i>Technik der Sehnenentnahme</i>	50
<i>Zuordnung der Knie/Sehnen zu jeweiliger Technik</i>	51
Rekonstruktionstechniken	52
<i>Allgemeine Übersicht der getesteten Techniken</i>	52
<i>Technik nach Stähelin und Weiler (HAD_{BIO})</i>	55
<i>Technik nach Pinczewski (HAD_{TIT})</i>	61
<i>Technik nach Rosenberg (HEI_{Button})</i>	64

INHALTSVERZEICHNIS

Biomechanische Testung	67
<i>Materialtestmaschine</i>	67
<i>Versuchsaufbau</i>	67
<i>Test-Protokoll</i>	69
<i>Messgrößen</i>	69
Auswertung	71
<i>EDV (Software)</i>	71
<i>Statistik</i>	71
3 Ergebnisse	72
Zyklische Belastungstests	72
Steifigkeit	73
Absorbierte Energie	75
Transplantatauslenkung	77
Laxizitätszunahme	79
Maximalbelastung	81
Steifigkeit	81
Maximallast	82
Versagensmodus	83
4 Diskussion	85
5 Zusammenfassung	100
6 Literaturverzeichniss	101

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1 : ANATOMIE KREUZBÄNDER	3
Abbildung 2 : ANATOMIE KNIEGELENK	4
Abbildung 3 : BLUTVERSORGUNG DES VKB	6
Abbildung 4 : BÜNDELSTRUKTUR DES VKB	7
Abbildung 5 : FIXATIONSMETHODIK – DIREKTE VERANKERUNG	20
Abbildung 6 : FIXATIONSMETHODIK - INDIREKTE VERANKERUNG	20
Abbildung 7 : FIXATIONSLOKALISATION	21
Abbildung 8 : ORIENTIERUNG KNIEGELENK	29
Abbildung 9: SCHUBLADENTEST	29
Abbildung 10: VERSAGENSTEST	31
Abbildung 11: ZYKLISCHE BELASTUNG	32
Abbildung 12: ZYKLISCHE, INKREMENTALE BELASTUNG	32
Abbildung 13: HYSTERESE / KRAFT-DEHNUNGS DIAGRAMM	34
Abbildung 14: HAMSTRINGSEHNEN	40
Abbildung 15: SYSORB □ BIODEGRADIERBARE INTERFERENZSCHRAUBE	41
Abbildung 16: RCI TITAN INTERFERENZSCHRAUBE	43
Abbildung 17: ENDOBUTTON + MERSILENEBAND	45
Abbildung 18: ALLGEMEINER VERSUCHSAUFBAU	48
Abbildung 19: TECHNIK HAD _{BIO}	53
Abbildung 20: TECHNIK HAD _{TIT}	53
Abbildung 21: TECHNIK HEI _{BUTTON}	54
Abbildung 22: TRANSPLANTAT-PRÄPARATION HAD _{BIO}	56
Abbildung 23: TRANSPLANTAT-PRÄPARATION	56
Abbildung 24: TRANSPLANTAT-LÄNGE	56
Abbildung 25: TUNNELPOSITION TIBIAPLATEAU	57
Abbildung 26: FEMORALE TUNNELPOSITION	58
Abbildung 27: REKONSTRUIERTE KNIEGELENK	59
Abbildung 28: GRAFT PRÄPARATION HAD _{TIT}	61
Abbildung 29: TRANSPLANTAT PRÄPARATION HEI _{Button}	64
Abbildung 30: VERSUCHSAUFBAU MATERIALTESTMASCHINE	68
Abbildung 31: MESSGRÖßEN	70
Abbildung 32: LAXIZITÄTSZUNAHME	70

Abbildung 33: ANZAHL KNIEGELENKE INTAKT	72
Abbildung 34: STEIFIGKEIT ZYKLISCHE BELASTUNG	74
Abbildung 35: ABSORBIERTE ENERGIE	76
Abbildung 36: TRANSPLANTATAUSLENKUNG	78
Abbildung 37: LAXIZITÄTSZUNAHME	80
Abbildung 38: STEIFIGKEIT	81
Abbildung 39: MAXIMALLAST	82

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1-1: STRUKTUREIGENSCHAFTEN	37
Tabelle 1-2: MATERIALEIGENSCHAFTEN	38
Tabelle 2-1: ZUORDNUNG TECHNIK-KNIEGELENKE	41
Tabelle 2-2: ZUORDNUNG TECHNIK-SEHNENTRANSPLANTATE	42
Tabelle 3-1: STEIFIGKEIT	75
Tabelle 3-2: ABSORBIERTE ENERGIE	77
Tabelle 3-3: TRANSPLANTATAUSLENKUNG	79
Tabelle 3-4: LAXIZITÄTSZUNAHME	81
Tabelle 3-5: MAXIMALWERTE	85
Tabelle 3-6: VERSAGENSMODUS	86

1 EINLEITUNG

MOTIVATION

Das vordere Kreuzband (VKB) ist die am häufigsten verletzte Bandstruktur des menschlichen Kniegelenkes ¹²². Seine Verletzung kann in sämtlichen Altersschichten der heutigen Gesellschaft beobachtet werden. Durch seine herausragende Bedeutung für die Stabilität und Führung des Kniegelenks kann seine Schädigung mit erheblichen Einschränkungen für den Patienten verbunden sein. Aus diesem Grund gab es in den letzten 15 Jahren verstärkt Bemühungen, das Verständnis der Anatomie, Morphologie und Biomechanik des intakten VKB zu erweitern, um Rekonstruktionsplastiken entwickeln zu können, die eine schnelle und langfristige Wiederherstellung der Funktion und Stabilität sowie ein Vorbeugen des Auftreten von sekundären degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes erlauben würde. Die Rekonstruktion des VKB hat im Laufe des letzten Jahrzehnt vor allem in der westlichen Welt an Bedeutung gewonnen, da mit Zunahme der Fortführung hoher körperlicher Aktivität im fortgeschrittenen Alter (> 40 Jahre) sowohl die Inzidenz der Erst- und Reverletzungen als auch die Langzeitanforderungen an die Kreuzbandplastik gestiegen sind. Durch die zunehmende Bedeutung von sportlicher Betätigung in der Gesellschaft, auch im fortgeschrittenen Alter, hat sich die Erwartungshaltung an den behandelnden Arzt verändert, mit dem Anspruch einer möglichst schnellen, vollkommenen und langfristigen Rückkehr zum gleichen Aktivitätslevel wie vor dem Auftreten der Verletzung.

Eine Verletzung des VKB resultiert in dem überwiegenden Anteil der Patienten in einer chronischen Instabilität des Kniegelenkes, die langfristig mit erheblichen degenerativen Veränderungen von weiteren Kniebinnenstrukturen einhergehen kann ^{96,14,166,60,70,94,96} (Kapitel 1, *Behandlung der VKB Verletzung*). Dies erfordert meistens umfangreiche weiterführende therapeutische Maßnahmen, die einen erheblichen Kostenfaktor darstellen. Dadurch erfährt der Bereich der VKB-Verletzungen nicht nur ein hohes klinisches, sondern außerdem auch ein erhebliches wirtschaftliches Interesse, dessen Bedeutung im Zuge der

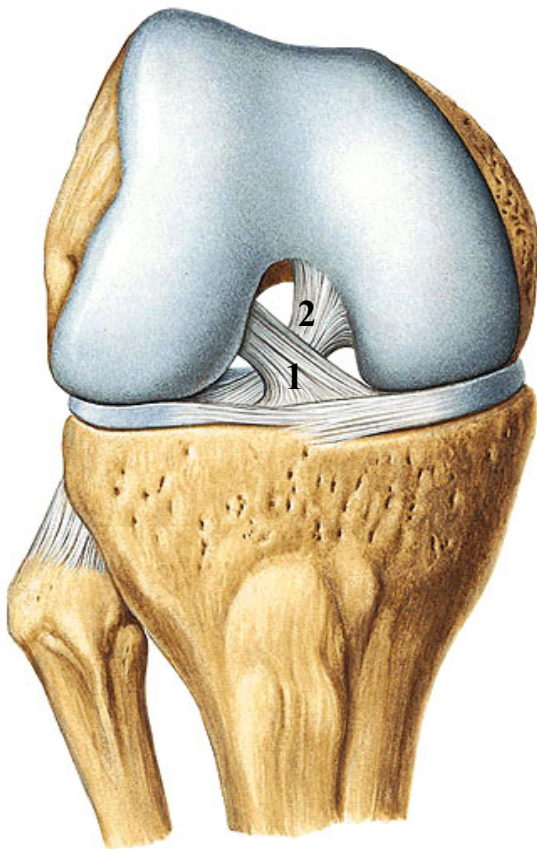
immer engeren Budgetierung medizinischer Versorgung in naher Zukunft noch zunehmen wird.

Das intensive grundlagenwissenschaftliche wie klinische Forschen der jüngsten Vergangenheit hat zu einem enormen Wissenszuwachs sowohl bezüglich der Funktion des intakten VKB als auch bezüglich der kurz- und langfristigen Anforderungen an die Kreuzbandplastik geführt. Eine Vielzahl von neuen Rekonstruktionstechniken wurden entwickelt, die sich in ihren grundlegenden Charakteristika wie Transplantatauswahl und -konfiguration, Fixationsmethodik, Fixationslokalisation und Fixationsmaterial unterscheiden. Während es weitgehende Übereinstimmung bezüglich der Fixation des weltweit am häufigsten genutzten Transplantates, der Patellarsehne, gibt ⁵², ist vor allem seine chirurgische Entnahme mit verschiedenen Komplikationen verbunden (Kapitel 1, *Behandlung der VKB Verletzung*). Dies hat zur Einführung verschiedener Transplantatalternativen geführt, unter denen ausgewählte Sehnen der ischiokruralen Muskulatur, die sogenannten Hamstringsehnen, als bevorzugte Alternative genutzt werden ⁵². Zu der Gruppe der Hamstringsehnen gehören die Sehnen der Musculi. sartorius, gracilis und semitendinosus, von denen nur die Sehnen der Musculi gracilis und semitendinosus für die Rekonstruktion des VKB genutzt werden. Für dieses Transplantat besteht kein Konsens bezüglich seiner Verankerung, sondern es existieren eine Vielzahl von Fixationstechniken, die sich teilweise erheblich in ihren grundlegenden Charakteristika und dadurch auch biomechanischen Eigenschaften unterscheiden. Ein Verständnis dieser unterschiedlichen Eigenschaften ist Grundlage einer erfolgreichen Rekonstruktion des VKB. Ziel dieser Studie war daher die biomechanische Prüfung des intakten VKB und von drei klinisch eingesetzten Rekonstruktionsplastiken, die die Hamstringsehne als Transplantat verwenden und die sich in ihrer Verankerungsmethodik, ihrem Verankerungsniveau und der Transplantatkonfiguration unterscheiden, um so die Bedeutung dieser Faktoren für eine biomechanisch erfolgreiche Rekonstruktion des VKB klären zu können.

DAS INTAKTE VORDERE KREUZBAND (VKB)

ANATOMIE

Das vordere Kreuzband (Abbildung 1) ist eine ligamentäre Verbindung des Femurs und der Tibia im humanen Kniegelenk. Es hat eine Länge von etwa 25 – 41 mm, einen Durchmesser von ungefähr 10 - 20 mm^{126, 8} und ist komplett umgeben von einer synovialen Sehnenscheide^{9,56,126}. Daher liegt das VKB intraartikulär, aber extrasynovial^{8,71}.



Legende:

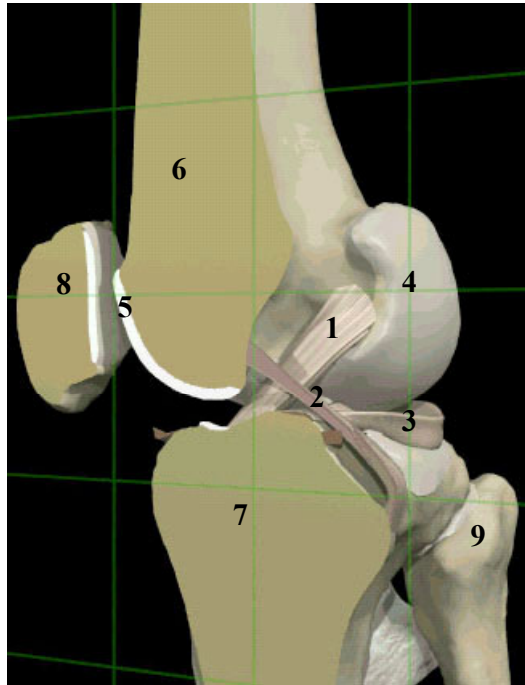
1: vordere Kreuzband (VKB)

2: hintere Kreuzband (HKB)

Abbildung 1: Anatomie Kreuzbänder

Verschiedene Studien haben die Anatomie des humanen VKB beschrieben^{126,8,76,91,169,56,195}.

Am Femur inseriert es im posterioren Drittel des medialen Bereich des lateralen Kondylus (Abbildung 2).



Legende*:

- 1 : Vordere Kreuzband (VKB)**
- 2 : posteromediale Bündel des HKB**
- 3 : lateraler Meniskus (Hinterhorn)**
- 4 : Condylus lateralis femoris**
- 5 : Gelenkknorpel**
- 6 : Femur**
- 7 : Tibia**
- 8 : Patella**
- 9 : Fibula**

* rechtes Kniegelenk, Ansicht von medial

Abbildung 2: Anatomie Kniegelenk

aus Interactive Knee - Surgery Edition, Primal Pictures Ltd., 1998

Die femorale Inseration ist von kreisförmiger Natur, wobei die anteriore Kante relativ gerade, die posteriore konvex geformt ist. Ausgehend von seiner femoralen Inseration zieht das vordere Kreuzband durch die Fossa interkondylaris von posterior nach anterior, vor dem hinteren Kreuzband verlaufend, und inseriert auf dem tibialen Plateau anterolateral des Tuberculum intercondylare mediale. Dabei ziehen die im posterioren Inserirationsbereiches am Femur entspringenden Fasern nach anterior, während die anterior entspringenden Fasern nach posterior zur tibialen Inseration verlaufen. Dies bedingt eine spiralförmige Rotation des VKB von 45° und erlaubt die funktionelle Unterscheidung in ein anteromediales und posterolaterales Bündel (Kapitel 1, *Funktion*^{126,8}, Abbildung 4).

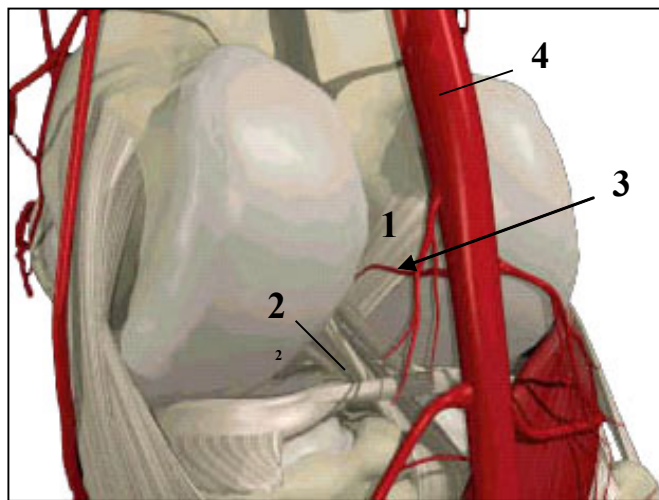
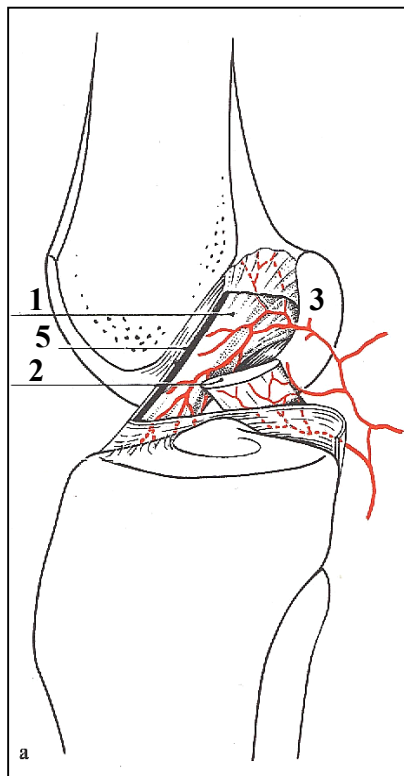
Das VKB besitzt an Femur und Tibia eine direkte Inseration, mit dem charakteristischen Übergang der kollagenen Sehnenfasern in eine Zone aus nicht-mineralisiertem fibrösem

Knorpel, gefolgt von mineralisiertem Knorpel und letztendlicher Verankerung im kortikalen Knochen ⁴⁵.

Die Ultrastruktur des vorderen Kreuzbandes besteht aus nicht-parallel angeordneten Kollagenbündeln von 150 bis 250 nm Durchmesser. Diese sind in Form von Fibrillen mit einem Durchmesser von 1 bis 20 µm zusammengefasst. Die Gesamtheit dieser Fibrillen formen wiederum Subfasciculi, welche in Form eines Fasciculus von dem Epitenon umgeben sind. Histologisch setzt sich das VKB aus hauptsächlich Kollagenfasern des Typ I (90%) und zu einem geringeren Anteil aus Kollagen Typ III (10%) zusammen.

In verschiedenen Studien ^{27,73,78,155,66,77,101,23,156} konnte gezeigt werden, dass das VKB sensorische Eigenschaften besitzt, dessen Nervenfasern dem Rete articularis des Nervus tibialis, dem Nervus peroneus communis und dem Nervus obturatorius zugeordnet werden können. Diese sensorischen Nervenfasern besitzen Schmerz- und Mechanorezeptoren, die für Schmerzempfinden und Propriozeption verantwortlich sind ^{78,79,187} (Kapitel 1, *Funktion*).

Die Blutversorgung des vorderen Kreuzbandes erfolgt durch einen Ast der Arteria genicularis media, die aus der Arteria poplitea entspringt ³. Im Bereich der tibialen und femoralen Insertion des VKB kommt es zu feinkalibrigen Anastomosen mit den subkortikalen Gefäßnetzen des Ober- und Unterschenkels ¹²⁵. Ferner kommt es zu einer nutritiven Versorgung des VKB durch Diffusion im Kontaktbereich mit dem stärker vaskularisierten hinteren Kreuzband (HKB) und dem Hoffaschen Fettkörper mit seiner reichen Vaskularisierung ¹²⁵.



Legende:

1: VKB

2: HKB

3: A. medialis genus

4: A. poplitea

5: Synovialscheide des VKB

aus Interactive Knee - Surgery Edition, Primal Pictures Ltd., 1998

Abbildung 3: Blutversorgung des VKB

FUNKTION

Die primäre Funktion des VKB ist die Führung und Stabilisierung des Kniegelenks bei Translationsbewegungen der Tibia nach anterior bzw. des Femur nach posterior. Sekundär wirkt das VKB extremen Rotationsbewegungen (Innenrotation > Außenrotation, Valgus- und Varusrotation), vor allem bei zunehmender Streckung, entgegen, wobei die primäre Stabilisierung durch die Kollateralbänder und die Kapsel erfolgt ¹²⁸. Die Möglichkeit der anatomischen Unterscheidung eines anteromedialen (AM) und posterolateralen (PL) Bündels des VKB (Abbildung 4) erklärt sich auch in ihrer unterschiedlichen Funktion, die eine kontinuierliche Führung und Stabilisierung des Kniegelenkes gewährleisten. Das AM-Bündel stabilisiert das Kniegelenk vergleichsweise konstant sowohl in Beugung als auch in Streckung, während das PL-Bündel in Streckung primärer Stabilisator ist ¹⁵⁰. Die maximale Anspannung der Gesamtstruktur des VKB wird für den Bereich zwischen 0-30° Beugung beschrieben ^{150,119}. Das Verständnis dieses nicht-isometrischen Verhaltens des VKB ⁵ ist von

Bedeutung für seine Rekonstruktionen, da Transplantate, die singuläre Bandstrukturen darstellen, dieses nicht-isometrische Verhalten nicht wiederherstellen können, weshalb eine Transplantatpositionierung erforderlich ist, die einen funktionellen Kompromiss der beiden Faserbündel des intakten VKB darstellt.

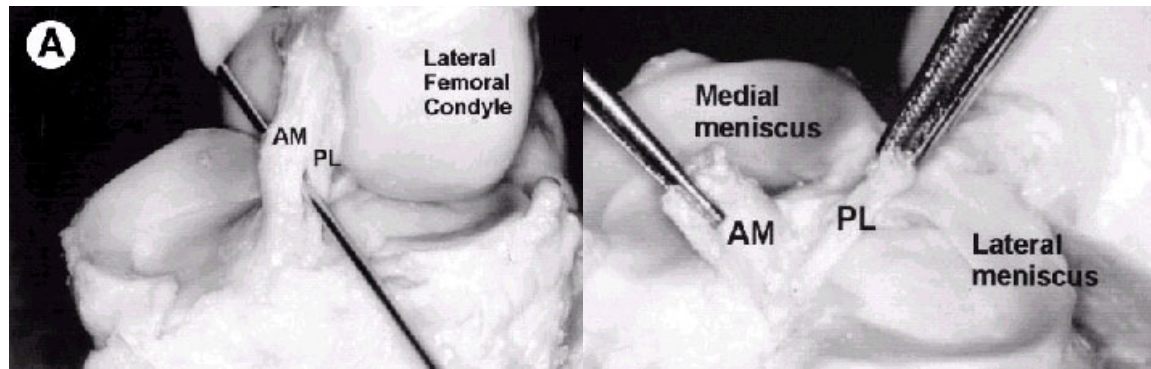


Abbildung 4: Bündelstruktur des VKB von ventral (linke Kniegelenk)

aus Harner et al., Arthroscopy 15 (7), pp 741-749, 1999

Eine weitere wichtige Funktion des VKB für die Erhaltung der Kniegelenksstabilität sind seine propriozeptiven Fähigkeiten. In Tierstudien konnte gezeigt werden, dass extreme Translations- und Rotationsbewegungen zu einer verstärkten Entladung der afferenten Nervendigungen im VKB führen^{103,17}. Weitere Studien fanden eine nervale Rückkopplung zwischen Dehnung des VKB und resultierender Muskelkontraktionen, die sowohl die Beuger als auch die Strecker des Kniegelenks betreffen^{92,93,46,175} und einen Schutzmechanismus gegenüber exzessiven Translationsbewegungen des Kniegelenkes darstellen.

MODUS UND INZIDENZ DER VERLETZUNG DES VKB

Aufgrund der erheblichen Kräfte, die vor allem während Akzelerations- und Dekzelerationsbewegungen auf das Kniegelenk einwirken, kommt es häufig zu Verletzungen des VKB. Dabei kann die Beeinträchtigung der Integrität des VKB entweder durch direkte Krafteinleitung oder indirekt infolge extremer Translations- und/oder Rotationsbewegungen erfolgen. Typische Verletzungsmodi bei direkter Krafteinleitung sind ein Schlag auf das Kniegelenk oder den Unterschenkel. Häufiger erfolgt die Verletzung des VKB durch

indirekte Krafteinwirkung, wie sie vor allem durch abrupte Bremsbewegungen bei fixiertem Fuß bzw. Unterschenkel auftreten ¹²⁸. In beiden Szenarien führen extreme anteriore Translation bzw. Innen- oder Außenrotation der Tibia bei Valgusbelastung und/oder Überstreckung des Kniegelenks zur Schädigung des VKB. Die Folge ist eine teilweise oder komplette Durchtrennung des VKB, die häufig mit Verletzungen weiterer ligamentärer, kapsulärer, knorpeliger oder anderer Weichteilstrukturen des Kniegelenkes kombiniert sein können. Eine Durchtrennung des VKB bedeutet in den meisten Fällen einen erheblichen Stabilitätsverlust des Kniegelenks, der eine operative Intervention erfordert, im Besonderen, wenn eine Rückkehr zum ursprünglichen Aktivitätslevel beabsichtigt wird ^{60,26}. Die Inzidenz dieser Bandverletzung liegt im Anglo-Amerikanischen Raum bei ca. 94.000 ¹²² pro Jahr und gehört damit zu den häufigsten ligamentären Verletzung im menschlichen Körper, während in Deutschland die Angaben zwischen jährlich etwa 20.000 Verletzungen bzw. 1 Verletzung des VKB auf 1000 Einwohner schwanken ¹⁷¹. Im Verlauf der letzten 10 Jahre konnte eine kontinuierliche Zunahme sowohl der Erst- und Reverletzungen als auch der chirurgischen Eingriffe zur Wiederherstellung des VKB beobachtet werden. Dies ist vor allem auf die Zunahme sportlicher Aktivitäten in den höheren Altersgruppen (> 40 Jahre), die unbefriedigenden Langzeitergebnisse konservativ behandelte Kreuzbandverletzungen ^{159,60,14,26,152} (Kapitel 1, *Behandlung der VKB Verletzung*) und auch auf die Entwicklung verbesserter minimal invasiver Verfahren zur Wiederherstellung des VKB zurückzuführen. Durch die minimale Invasivität dieser arthroskopischen Verfahren, sowie aufgrund der Möglichkeit der Durchführung der Eingriffe in Ambulatorien kam es zu einer weiteren Zunahme der arthroskopischen Kreuzbandrekonstruktionen in den letzten Jahren.

BEHANDLUNG DER VKB-VERLETZUNG

Es ist allgemein akzeptiert, dass eine Verletzung des VKB nicht bei allen Patienten ein symptomatisches Korrelat zeigt und zu degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes führt, so dass Indikationen für eine operative oder konservative Behandlung unterschieden werden

können. Die Indikationsstellung für oder gegen eine operative Behandlung ist vor allem abhängig vom Status der Kniestabilität nach der Verletzung, der Art der Verletzung (inkomplette/komplette Ruptur, isolierte oder mit anderen Weichteilstrukturen des Knies kombinierte Kreuzbandverletzung, speziell in Kombination mit Meniskopathologien) sowie dem Aktivitätsniveau und Alter des Patienten.

Ein Hauptkriterium in der Indikationsstellung der operativen Versorgung von VKB-Rupturen ist die klinische Instabilität des Kniegelenkes. Eine komplette Ruptur des VKB resultiert in der überwiegenden Mehrheit aller Patienten in einer objektiv messbaren translatorischen und rotatorischen Knieinstabilität ^{6,51,26}. Im Rahmen retro- und prospektiver Studien konnte gezeigt werden, dass die anteriore Instabilität zu einem gehäuftem Auftreten von Meniskusverletzungen ^{80,7,58}, Knorpelschäden und von degenerativen Veränderungen wie der Arthrose ^{70,94,96} führte. Das Auftreten von arthrotischen Veränderungen ist vor allem bei kombinierten Verletzungen, im Besonderen bei der gleichzeitigen Verletzung von VKB und Menisken, signifikant erhöht ^{50,58,164}. Bei konservativ behandelten Patienten, die zu einem hohen Aktivitätslevel zurückgekehrt waren, konnte ebenfalls eine erhöhte Inzidenz dieser sekundären degenerativen Veränderungen festgestellt werden ^{60,152}. Der Wiederherstellung der Kniestabilität scheint daher eine eminent wichtige Bedeutung zuzukommen. Allerdings haben verschiedenen Langzeitstudien (Zeitraum 3-16 Jahre) ^{60,104,159,166,94} zeigen können, dass auch herkömmliche operative Rekonstruktionsverfahren bisher nicht in der Lage waren, das Auftreten von degenerativen Langzeitveränderungen signifikant zu senken oder gar zu eliminieren ^{166,39}. Jedoch konnte im Vergleich zur konservativen Versorgung eine signifikant höhere langfristige Kniestabilität erhalten und vor allem das Auftreten von sekundären Meniskusschäden signifikant gesenkt werden ^{26,39,42}. Dies erklärt auch den erheblich höheren Aktivitätslevel, der von Kreuzband rekonstruierten Patienten wiedererlangt werden konnte ^{61,6}. Auch das subjektive Befinden der Patienten konnte durch einen operativen Eingriff im Vergleich zur konservativen Behandlung positiv beeinflusst werden ^{151,42}. Daher wird vor

allen bei jüngeren, körperlich aktiven Patienten und bei Personen, die berufsbedingt einer hohen Belastung der Kniegelenke ausgesetzt sind, aber auch, abhängig vom beabsichtigten Aktivitätsniveau, bei Patienten höheren Alters eine operative Versorgung der Ruptur des VKB empfohlen.

Eine konservative Behandlung kann angestrebt werden, wenn klinische Tests (KT-1000, Lachman, Pivot-Shift) keine erhebliche Instabilität des Knies zeigen, der Patient subjektiv keine wesentlichen Einschränkungen empfindet und von körperlichen Belastungen absehen kann, die die Stabilität des Kniegelenk beeinträchtigen könnten. Obwohl durch die Einführung der arthroskopischen minimal invasiven Kreuzbandrekonstruktion die Belastung des operativen Eingriffes gesenkt werden konnte, bleiben bestimmte Risiken, wie die der Anästhesie, bestehen, die bei der Behandlung von Personen, vor allem hohen Alters, abgewogen werden müssen. Eine erfolgreiche operative Versorgung schließt außerdem ein über mehrere Monate andauernde Rehabilitation ein, welches eine ausreichende Grundmobilität des Patienten voraussetzt. Aufgrund der dargestellten Sachlage und der Entwicklung neuer Rekonstruktionstechniken, die die Funktion des VKB verbessert wiederherzustellen vermögen, ist die konservative Versorgung in den letzten Jahren allerdings im Vergleich zur operativen Rekonstruktion immer mehr in den Hintergrund getreten ⁵².

Diese zunehmende Tendenz zur operativen Rekonstruktion des VKB findet auch Ausdruck in der beträchtlichen Anzahl von in jüngster Vergangenheit publizierten wissenschaftlichen Arbeiten. Diese haben zum einen die Anatomie und Funktion des intakten VKB näher untersucht ^{5,8,56,78,188,54,150,111}, um so die Entwicklung von Techniken und Strategien für die erfolgreiche Rekonstruktion des VKB zu fördern und zum anderen in klinischen ^{1,12,13,116,167,47}, biomechanischen ^{16,32,84,37,36,47,74,115,146}, histologischen ^{72,25,142,182,179} und biologischen ^{181,144,143,105} Untersuchungen versucht, die bestehenden Rekonstruktionstechniken zu evaluieren und zu vergleichen, um Unterschiede im klinischen Ergebnis finden, mechanisch

funktionelle Schwachpunkte korrigieren und den Einfluss von biologischen Faktoren besser verstehen zu können und dadurch den Erfolg der operativen Verfahren zu verbessern.

OPERATIVE VERSORGUNG

Die operative Versorgung der vorderen Kreuzbandverletzung erlaubt folgende Optionen: primäre Wiederherstellung durch Bandnaht allein oder mit Augmentation, Ersatz des VKB durch synthetische Materialien oder durch autogenes bzw. allogenes Sehnenmaterial.

Während die primäre Bandnaht mit und ohne Augmentation als alleinige Option der VKB-Rekonstruktion aufgrund der hohen Versagerrate von bis zu 50% ⁵⁷ heute fast nicht mehr praktiziert wird und der Gebrauch und die Entwicklung von synthetischen VKB Prothesen ebenfalls mit erheblichen langfristigen Versagerraten, zwischen 40 und 78 % nach 15 Jahren, verbunden waren ^{15,49,53}, werden heute 95% aller Rekonstruktionen im Anglo-Amerikanischen Raum mit einem Autograft und etwa 4 % mit einem Allograft durchgeführt ⁵². Im Europa liegen ähnliche Verteilungsmuster vor, wobei der Anteil an Allografts als geringer anzunehmen ist, da kommerzielle Gewebebanken wie in den USA nicht existieren.

Die heute bestehenden Rekonstruktionstechniken des VKB sind Konsequenz einer Entwicklung der letzten 90 Jahre. Der folgende Abschnitt wird diese Entwicklung kurz umreißen. Es werden heute am Menschen fast ausschließlich Rekonstruktionen mit Auto- und Allografts durchgeführt, die charakteristische Unterschiede in Bezug auf Transplantatauswahl und -konfiguration, Fixationsmethodik, Fixationslokalisation und Fixationsmaterial aufweisen. Diese Faktoren werden im Folgenden etwas eingehender beschrieben, um den Aufbau dieser Studie erklären zu können.

HISTORIE

Mayo Robson führte im Jahre 1903 die erste Rekonstruktion des VKB durch ¹²¹. Dabei vollzog er eine direkte Rekonstruktion mit Nahtadaption der rupturierten Bandenden. Die ersten intraartikulären Rekonstruktionen mit einem Transplantat wurden wahrscheinlich durch Grekow in St. Petersburg, Russland, im Jahre 1914 ⁸¹ und durch Hey-Groves im Jahre 1917 ⁸²

durchgeführt. Beide nutzten Fascia lata Streifen, wobei Grekow die tibiale Insetion erhielt und das Transplantat in einem femoralen Tunnel verankerte, während Hey-Groves distal die Fascia lata ablöste bei erhaltenem femoralen Ursprung und durch einen tibialen Tunnel zum Gelenk zur Rekonstruktion des VKB führte.

Während in den folgenden Jahren verschiedene Modifikationen der intraartikulären Rekonstruktion entwickelt wurden, versuchte Alwyn Smith im Jahre 1918 die Rekonstruktion mittels eines aus Seide bestehenden synthetischen Bandes, welches allerdings 11 Wochen nach der Operation versagte ⁴. Es sollte mehr als 60 Jahre dauern bis erneut Versuche unternommen wurden, VKB-Rekonstruktionen mittels synthetischen Bändern, hauptsächlich aus Gore-Tex, durchzuführen. Diese Techniken verschwanden allerdings nach Bekanntwerdung von hohen Versagerraten wieder mit Beginn der 90er Jahre (Kapitel 1, *Transplantate*). Die erste Beschreibung einer Bandaugmentation wurde von K.Ludloff aus Frankfurt im Jahre 1927 beschrieben ¹¹². Er umgab einen breiten Fascia lata Streifen mit dicken Seidefäden. Heute werden vor allem noch im japanischen Raum Kreuzbandrekonstruktionen mit Augmentation von Sehnentransplantaten durch synthetische Materialien durchgeführt, während diese Art der Rekonstruktion in den anderen Bereichen der Welt eher eine Ausnahme darstellt.

Zur Verth beschrieb als erster die Nutzung der Patellarsehne zur Behandlung von chronisch VKB instabilen Kniegelenken, wobei er die distale Insetion der Sehne erhielt ¹⁷⁶. Campbell legte im Jahre 1936 die Grundlage für die heute am häufigsten angewandte Rekonstruktionstechnik, den VKB Ersatz mit dem ipsilateralen Patellarsehnenstreifen und Verankerung in knöchernen Tunneln ³⁸. Er entnahm Streifen des Ligamentum patellae und der Gelenkkapsel, die er in tibialen und femoralen Tunneln fixierte. Er stellte fest, dass dieses Verfahren einfacher durchführbar und mit geringeren postoperativen Komplikationen verbunden war.

Die primäre Transplantatalternative zur Patellarsehne sind heute die so genannten Hamstringsehnen, im Speziellen die Semitendinosus- und Gracilissehne. Der Gebrauch dieser Sehnen zur Rekonstruktion des VKB wurde das erste Mal durch Macey im Jahre 1939¹¹³ und Lindemann im Jahre 1950¹⁰⁹ vorgestellt. Macey rekonstruierte das VKB intraartikulär mittels einer distal belassenen Semitendinosussehne, während Lindemann das proximale Ende der Gracilissehne intakt ließ und durch das Gelenk führte, um eine Verankerung in knöchernen Tunneln der Tibia durchführen zu können. Im Jahre 1956 stellte Augustine eine Rekonstruktionstechnik vor, die identisch mit der von Lindemann war, er jedoch anstelle der Gracilissehne eine Semitendinosussehne verwendete¹⁰.

Alle der bisher beschriebenen Rekonstruktionstechniken zur Wiederherstellung des VKB wurden direkt am eröffneten Kniegelenk durchgeführt. Ein Meilenstein in der Entwicklung der heute angewandten Rekonstruktionstechniken stellte die Einführung der Arthroskopie dar. Ursprünglich basierend auf dem Prinzip der Zystoskopie, stellte der dänische Chirurg Severin Nordentoft im April 1912 auf dem 41. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie in Berlin ein so genanntes “arthroscopia genu” vor¹⁰². Dieses erlaubte ihm die Inspektion des intraartikulären Anteils des Kniegelenkes, was nach seiner Aussage vor allem von Bedeutung für die Inspektion von Meniskuspathologien sei. Nach heutigem Kenntnisstand ist dies die erstmalige Erwähnung der Arthroskopie des Kniegelenkes. Allerdings erfuhr diese Technik kaum Nachahmer, so dass für ein weiteres Jahrzehnt die Kniearthroskopie nahezu unerwähnt bleiben sollte. Es waren Kawashima und Takagi^{100,173}, die diese neue Technik, wahrscheinlich ohne Kenntnis der 10 Jahre zuvor von Nordentoft präsentierten Arbeit, zur Untersuchung von Kniegelenken von Tuberkulosekranken Anfang der 20er Jahre nutzten. Takagi entwickelte das erste speziell für das humane Kniegelenk konzipierte Arthroskop im Jahre 1931¹⁷³. Zeitgleich stellten Eugen Bircher in der Schweiz mit dem so genannten Jacobaeus Laparoskop²⁴ und Geist in Deutschland⁶⁹ ihre Erfahrungen in der diagnostischen Kniearthroskopie Ende der 20er Jahre vor. Nach Ende des 2.

Weltkrieges waren es vor allem Dr. Masaki Wantanabe¹⁷⁸ und Dr. Robert Jackson⁹⁰, die die Entwicklung der Arthroskopie in der Orthopädie in den 60er und 70er Jahren vorantrieben. Es sollte allerdings noch bis zum Beginn der 80er Jahre dauern, dass die bis dato ausschließlich diagnostisch genutzte Arthroskopie, nun auch therapeutisch in Sinne der chirurgischen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eingesetzt wurde⁹⁰. Es konnte gezeigt werden, dass durch diese minimal invasiv durchgeführten Verfahren die Komplikationen der offenen konventionellen VKB-Rekonstruktionstechniken und die Zeit der Immobilisation der Patienten gesenkt werden konnten und sich dadurch der klinische Erfolg verbessern ließ. Dies erklärt, weshalb heute sämtliche Techniken zur Wiederherstellung des VKB komplett oder zu einem großen Teil arthroskopisch durchgeführt werden.

TRANSPLANTAT

Bezüglich der Transplantatwahl kann primär zwischen Autograft, Allograft und synthetischer Prothese unterschieden werden.

Für die Wiederherstellung des VKB mit einem Autograft stehen folgende Transplantate zur Verfügung, die normalerweise der VKB-verletzten unteren Extremität in gleicher Sitzung direkt vor der VKB-Rekonstruktion entnommen werden:

- Patellarsehne (Ligamentum patellae), mittlere Drittel
- Hamstringsehnen (ischiokrurale Muskulatur): Semitendinosus- und Gracilissehne
- Quadrizepssehne, zentrale Drittel
- Tractus iliotibialis

Das *Ligamentum patellae* ist das am häufigsten und geschichtlich am längsten verwendete Transplantat ⁵². Es wird als 8-11 mm breites Band mit zwei Knochenblöcken aus dem inferioren Patellapol und der Tuberositas tibiae entnommen. Es besteht allgemeiner Konsens über die Art der Fixation des Transplantates mittels Interferenzschraubenverblockung seiner Knochenblöcke in ossären Tunneln in Femur und Tibia. Vorteile der Patellarsehne sind die Möglichkeit der Transplantatentnahme und Verankerung mit Knochenblöcken. Die Verankerung der Knochenblöcke im femoralen und tibialen Knochentunnel erlaubt eine Knochen-Knocheneinheilung, die schneller verläuft als die Sehnen-Knocheneinheilung der Hamstring- oder Quadrizepssehnen ^{174,193,137}. Die Fixation von Knochenblöcken mit Interferenzschrauben weist außerdem vor allem im tibialen Knochen eine erhöhte Verankerungsfestigkeit im Vergleich zur direkten Interferenzschraubenverankerung von Sehngewebe auf ¹⁵⁴. Biomechanische Studien konnten ausreichende Steifigkeiten und Ausrissfestigkeiten, wie sie im direkten postoperativen Zeitraum der Rehabilitation erforderlich zu sein scheinen, für die Interferenzschraubenfixation zeigen ^{146,33,110,172}. Allerdings sind verschiedene Komplikationen im Sinne einer Transplantatentnahmemorbidität bekannt. Dies sind vor allem die Schwächung des Streckapparates des Kniegelenkes ¹⁴⁷,

persistierende Streckdefizite, patellofemorale Schmerz und Crepitatio⁵⁷, Patellafraktur^{41,132}, Patellarsehnenruptur¹³², Schmerzpersistenz an der Entnahmestelle⁹⁸ und das sogenannte infrapatelläre Kontrakturensyndrom^{97,135,145}. Aus diesem Grund wurden Anstrengungen unternommen, Alternativen zum Transplantat des Ligamentum patellae zu finden. Hierbei haben vor allem die Hamstringsehnen als primäre Alternative an Bedeutung gewonnen.

Die *Hamstringsehnen* sind Teil der ischiokruralen Muskulatur, zu denen neben dem Biceps- und Semimembranosusmuskel die Musculi Sartorius, Gracilis und Semitendinosus gehören. Nur die Sehnen des Musculus Semitendinosus allein oder in Kombination mit der Sehne des Musculus Gracilis werden als Transplantat zur Rekonstruktion des VKB verwendet. Dabei werden entweder nur die Semitendinosussehne als drei- oder viersträngiges Transplantat¹⁶⁷ oder die gedoppelten Sehnen der Musculi Semitendinosus und Gracilis als Transplantat mit vier Sehnenschenkeln^{16,157,172} genutzt. Vorteil dieser Sehnen ist, dass ihre Entnahme nur mit einer vergleichsweise geringen Entnahmemorbidität^{192,47} verbunden ist und aufgrund des kleineren Zuganges im Vergleich zur Patellarsehne ein kleinerer Narbenbereich zurückbleibt. Aufgrund der fehlenden Knochenblöcke lässt sich die Länge und der Durchmesser des Sehnentransplantates leicht den anatomischen Erfordernissen der jeweiligen Patienten anpassen und ist nicht wie bei der Patellarsehne durch seine anatomische Länge vorgegeben, was in seltenen Fällen bei diesem Transplantat zu einem so genannten “Graft-Mismatch” führen kann^{64,59}. Es gibt keine Beeinträchtigung des Streckapparates und die durch die Sehnenentnahme entstehende geringe Kraft- und Funktionseinschränkung der Hamstringmuskulatur ist nach ungefähr neun Monaten nicht mehr zu beobachten¹⁹². Dies konnte unter anderem dadurch erklärt werden, dass die Hamstringsehnen die Fähigkeit zur kompletten strukturellen Regeneration besitzen, wodurch deren Funktion wiederhergestellt werden kann^{48,134,141}. Durch die Möglichkeit der Transplantatkonfiguration in ein Konstrukt mit drei bzw. vier Sehnenschenkeln, kann das mechanische Verhalten des VKB mit seinen beiden funktionell unterscheidbaren Bündelstrukturen besser wiederhergestellt werden als mit

einem Transplantat, das aus einem singulären Band besteht ¹¹⁵. Die strukturellen Eigenschaften der gedreifachten Semitendinosussehne bzw. des gevierfachen Hamstringsehnenkonstrukts sind vergleichbar bzw. um ein Vielfaches höher als die des intakten VKB bzw. der Patellarsehne ⁷⁴. Allerdings relativiert sich dieser Vorteil des Hamstringsehnentransplantates durch seine Fixation, die bis dato Schwachpunkt der Rekonstruktionstechniken ist. Im Gegensatz zur Patellarsehnenverankerung gibt es keinen Konsens über die optimale Fixationstechnik von Hamstringsehnern. Dies liegt vor allem daran, dass aufgrund des Fehlen von Knochenblöcken eine Weichteilverankerung des Sehnentransplantates im bzw. am Knochen erforderlich ist. Dies ist in unterschiedlichster Art und Weise durchführbar und hat zur Existenz von einer Vielzahl von Rekonstruktionstechniken geführt ¹⁸⁴. Deren Unterschiede werden in den folgenden Abschnitten genauer erklärt. Ein weiterer Nachteil aus Sicht der Biologie ergibt sich ebenfalls aus dem Fehlen von Knochenblöcken, da die Hamstringsehnentransplantate anstelle einer Knochen-Knochen eine Sehnen-Knochen-Einheilung erfordern, die langsamer abläuft ^{174,193,137} und empfindlicher gegenüber Bewegungen im Bereich des Sehnen-Knochenkontaktbereiches ist, was wiederum besondere Anforderungen an die Verankerung stellt.

Eine weitere Transplantatalternative ist die *Quadrizepssehne*. Dieses wird erst seit kürzerer Zeit genutzt. Sie besitzt zu Patellar- und Hamstringsehnern vergleichbare biomechanische Eigenschaften ^{153,28,29}, eine im Vergleich zur Patellarsehne geringere Entnahmemorbidität ⁴⁰ und lässt sich distal mit einem Knochenblock aus dem superioren Patellapol entnehmen. Allerdings führt dessen Entnahme ebenfalls zu einer Schwächung des Streckapparates des Kniegelenkes und durch die Entnahmestelle zu kosmetischen Nachteilen im Vergleich zu den Hamstringsehnern. Im Vergleich zu Patellar- und Hamstringsehnern wird dieses Transplantat noch relativ selten, vor allem als Alternative, wenn erstgenannte Sehnen nicht zur Verfügung stehen, genutzt.

Dem *Tractus iliotibialis* kommt als primärer Ersatz des VKB nur noch historische Bedeutung zu, allerdings wird er noch zur extraartikulären Augmentation der eigentlichen VKB-Rekonstruktion oder aber als “Salvage”-Verfahren, wenn eine Rekonstruktion des VKB nicht möglich ist, genutzt ⁶⁵.

Als *Allografts* werden neben den beschriebenen Transplantaten vor allem die Achillessehne und in geringerem Umfang die Sehnen des M. tibialis anterior ¹⁶³ genutzt. Der Vorteil dieser Transplantate ist das Vermeiden der Transplantatentnahmemorbidität und der Schwächung von für das Kniegelenk bedeutsamen Muskelgruppen. Durch die Reduktion der Operationsdauer im Vergleich zur Nutzung von Autografts, kann eine Kostenreduktion erreicht werden ¹²⁰. Klinische Studien haben keine eindeutigen Vor- oder Nachteile für Rekonstruktionstechniken mit Allografts feststellen können ¹³⁸. Allerdings ist der Gebrauch von Allografts in Europa durch das Fehlen von umfangreichen Gewebebanken sehr begrenzt und stellt nur einen geringen Anteil an den VKB-Transplantaten dar ^{85,52}.

Synthetische Transplantate werden heute als alleiniges Transplantat fast nicht mehr verwendet. Dies ist vor allem auf die schlechten klinischen Langzeitergebnisse von VKB-Rekonstruktionen mit Synthetikbändern zurückzuführen, die bis Mitte/Ende der 80er Jahre durchgeführt wurden. Es musste festgestellt werden, dass die synthetischen Materialien ihre initial guten mechanischen Eigenschaften langfristig nicht aufrechterhalten können und es zu einem Versagen der Rekonstruktionen des VKB kam ^{15,49,53}. Ausnahme bildet heute die Augmentation von humanen Sehnen, bei denen synthetische Materialien zur Transplantatverankerung oder –verlängerung verwendet werden.

FIXATIONSMETHODIK UND FIXATIONSLOKALISATION

Die im Folgenden beschriebenen Unterschiede in Fixationsmethodik und Fixationslokalisation besitzen Gültigkeit für alle im vorigen Abschnitt beschriebenen Transplantate. Allerdings ist das Verständnis dieser Faktoren vor allem für die Hamstringsehnentransplantate von Bedeutung, da aufgrund des fehlenden Konsenses bezüglich ihrer Fixation eine beträchtliche Anzahl an Rekonstruktionstechniken existieren, die sich erheblich in den hier beschriebenen Faktoren unterscheiden.

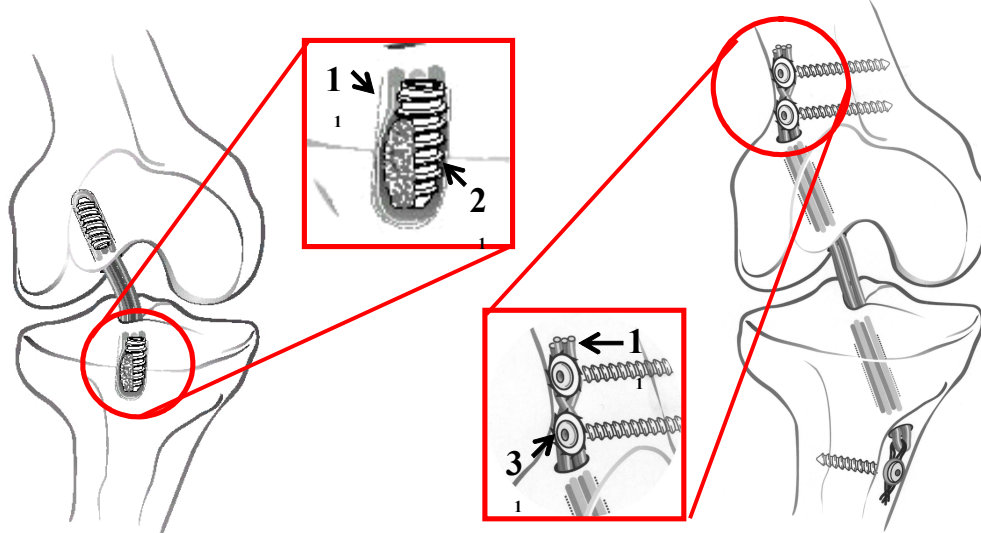
Die *Fixationsmethodik* bezeichnet die Art der Transplantatfixation. Das bedeutet, ob das Transplantat direkt durch ein Fixationsobjekt verankert oder ob es indirekt, durch Verbindungsmaterialien mit dem Fixationsobjekt verbunden ist (siehe Abbildung 5, Abbildung 6). Beispiele für eine direkte Fixation sind die Interferenzschraubenverankerung, die Transplantatverankerung mit gezahnten Unterlegscheiben aus Hydroxyapatit (Soft-Tissue Washer), Krampen (sog. Staples) oder Cross-Pins (Abbildung 5). Beispiele für eine indirekte Fixation sind die Transplantatverankerung mit Fäden/Band und Metallknopf/Button (Abbildung 6) oder mittels Fäden, die über eine Kortikalisbrücke geknotet werden.

Die *Fixationslokalisation* beschreibt den Ort der Fixation. Ziel einer Rekonstruktion ist immer die Wiederherstellung des ursprünglichen intakten Zustandes. Im Hinblick auf die Fixationslokalisation einer Rekonstruktion des VKB würde dies eine Verankerung auf Höhe des Gelenkniveaus erfordern. Dies wird durch die meisten Rekonstruktionstechniken nicht erreicht. Man unterscheidet daher die anatomische von der extrakortikalen Verankerung (Abbildung 7) ^{154,184}. Durch die unterschiedliche Fixationslokalisation ändert sich die Länge des mechanisch beanspruchten Transplantates, was wiederum Auswirkungen auf die biomechanischen Eigenschaften hat ⁸⁹.

Der Einfluss der direkten, anatomischen bzw. indirekten, extrakortikalen Verankerung auf das biomechanische Verhalten von diesen Rekonstruktionstechniken wurde in dieser Arbeit untersucht.

Interferenzschraubenverankerung

Soft-Tissue Washer Verankerung



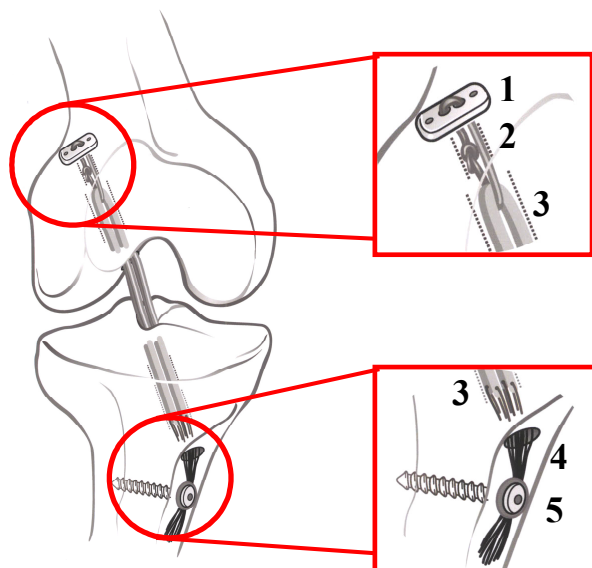
Legende:

1 : Sehmentransplantat

2 : Interferenzschraube

3 : Soft-Tissue Washer + Bikortikalschraube

Abbildung 5: Fixationsmethodik – Direkte Verankerung



Legende:

1 : Button

2 : Verbindungsmaterial (Tape)

3 : Transplantat

4 : Verbindungsmaterial (Faden)

5 : Knopf + Bikortikalschraube

Abbildung 6: Fixationsmethodik – Indirekte Verankerung

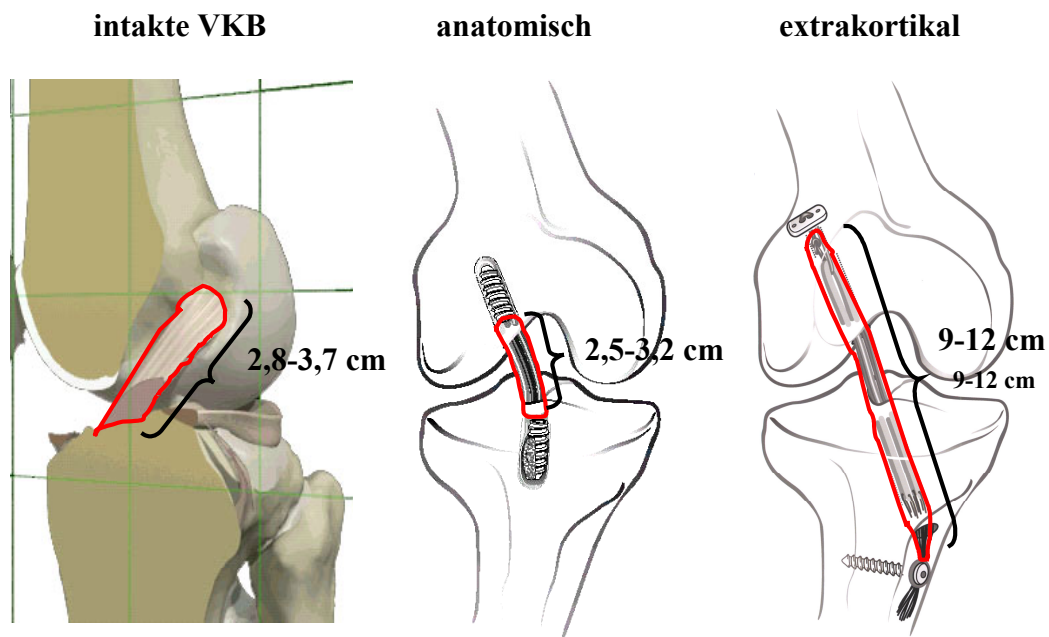


Abbildung 7: Fixationslokalisation

FIXATIONSMATERIAL

Generell gilt für alle Materialien, die zur Transplantatverankerung benutzt werden, dass sie zum einen eine hohe initiale Stabilität aufweisen sollten, die für den Zeitraum der Transplantateinheilung (etwa 6-12 Wochen) Bestand hat, und zum anderen möglichst keine biologische Reaktivität aufweisen sollten, die zu Fremdkörperreaktionen führen könnten.

Das diese Kriterien erfüllende Material ist vor allem Titanium, das in Interferenzschrauben, Krampen, Cross-Pins, Buttons oder Knöpfen verwendet wird. Nachteil der aus diesem Material hergestellten Fixationsobjekte ist, dass sie im Gelenk verbleiben. Dieses kann vor allem im Rahmen von Revisionseingriffen zu erheblichen Problemen bei der erneuten Tunnelpositionierung und Verankerung führen und eine Entfernung der Materialien erforderlich machen. Ein weiteres Problem stellen Artefakte dar, die durch dieses Material bei verschiedenen bildgebenden Verfahren wie der MRT, entstehen^{162,106} und eine postoperative Kontrolle der durchgeführten Rekonstruktion erschweren. In Anbetracht dieser Probleme wurden seit Beginn der 90er Jahre biodegradierbare Materialien entwickelt, deren initiale mechanische Stabilität für Monate bis Jahre erhalten bleibt, bevor der

Degradationsprozess einsetzt und das Material resorbiert und von biologischem Gewebe ersetzt wird.

Vor allem zur Herstellung von Interferenzschrauben werden diese biodegradierbaren Materialien genutzt, da aufgrund der gleichmäßigen mechanischen Belastung entlang des Schraubengewindes die im Vergleich zum Titan geringere mechanische Stabilität keinen Nachteil darstellt, während bei Fixationsobjekten wie Metallknopf/Button oder Crosspin, bei denen hohe Kräfte an einer vergleichsweise geringen Flächen angreifen, weiterhin überwiegend Titanmaterialien verwendet werden.

Obwohl in verschiedenen Studien im Rahmen von uniaxialen Versagenstests gezeigt werden konnte, dass die initiale Fixationskraft von biodegradierbaren Interferenzschrauben vergleichbar mit der von Titanschrauben ist ^{185,180,37}, besteht Unklarheit, ob diese Ergebnisse auch unter Simulation einer physiologischen, zyklischen Belastung von klinisch genutzten Rekonstruktionstechniken reproduzierbar sind. Dies war Anlass in dieser Studie für die Testung jeweils einer anatomischen Fixationstechnik mit biodegradierbarer und Titaninterferenzschraubenverankerung.

Die mechanische Stabilität von indirekten Verankerungstechniken hängt in erheblichem Maße von den mechanischen Eigenschaften der Materialien ab, die Transplantat und Fixationsobjekt verbinden. Hierbei werden vor allem Tape- oder Fadenstoffe verwendet, deren Nutzung zwar zum einen den Vorteil hat, dass die Länge des Konstrukts aus Transplantat, Verbindungsmaterial und Fixationsobjekt problemlos den anatomischen Gegebenheiten des Patienten angepasst werden können, aber auf der anderen Seite den Nachteil aufweisen, dass diese Materialien elastische Eigenschaften besitzen und nur über Knoten am Fixationsobjekt befestigt werden können. Es konnte gezeigt werden, dass das elastische Material der klinisch genutzten Tapes und Fäden und vor allem deren Knoten eine erhebliche, nicht-wiederherstellbare Elongation erlauben, welche als potentieller Risikofaktor für den Verlust der Kniestabilität im postoperativen Verlauf postuliert wurden ^{84,83,19,18}.

Allerdings gibt es bis dato keine Studie, die diesen Effekt in einer biomechanischen Studie unter Simulation einer klinisch genutzten Rekonstruktionstechnik untersucht haben. Dies war ein Grund, weshalb in dieser Arbeit das Verhalten einer Rekonstruktionstechnik mit den oben beschriebenen Charakteristika mechanisch getestet wurde.

AUSWAHL DER REKONSTRUKTIONSTECHNIKEN

Um den Einfluss des Verankerungsniveaus und der Verankerungsmethodik auf die mechanischen Eigenschaften von Rekonstruktionstechniken des VKB mit Hamstringsehnen zu untersuchen, wurden jeweils eine anatomische und eine nicht-anatomische, sogenannte extrakortikale Verankerungstechnik ausgewählt. Die am häufigsten klinisch angewendeten VKB-Rekonstruktionen mit anatomischem Verankerungsniveau fixieren das Transplantat mit Interferenzschrauben. Ein weiterer Vorteil dieser Technik ist, dass das Transplantat direkt fixiert wird. Da noch keine Klarheit besteht, ob die mechanische Stabilität vom Material der Interferenzschrauben beeinflusst wird, wurden zwei Interferenzschraubentechniken gewählt: eine mit biodegradierbaren und eine mit Titaninterferenzschrauben (siehe Abschnitt 2.1.2 Material & Methoden). Als Vertreter der nicht-anatomischen oder extrakortikalen Verankerung wurde die so genannte EndoButton Rekonstruktionstechnik nach Rosenberg getestet ¹⁶. Grund für diese Wahl war zum einen die klinische Tatsache, dass diese Verankerung die weltweit am häufigsten genutzte Rekonstruktionstechnik für Hamstringsehnen ist ⁵² und zum anderen, dass das Transplantat sowohl femoral als auch tibial indirekt über Verbindungsmaterialien extrakortikal fixiert wird.

ÜBERBLICK DER BIOMECHANISCHEN TESTUNG DES VKB

Es gibt zwei Hauptpfeiler bei der Untersuchung von Rekonstruktionstechniken des VKB. Zum einen ist dies die Untersuchung der biologischen Eigenschaften einer jeweiligen Rekonstruktion, die sich aus dem Einheilungsverhalten des Transplantates im Knochen, dem Umbauprozess des Transplantates selbst und der Reaktion von den zur Fixation verwendeten Materialien zusammensetzt. Zum anderen können im Rahmen von biomechanischen Untersuchungen die mechanischen Eigenschaften von Rekonstruktionstechniken unter Simulation verschiedener Belastungssituationen untersucht werden. Die vorliegende Studie befasst sich ausschließlich mit den mechanischen Eigenschaften von verschiedenen Rekonstruktionstechniken des VKB. Um die Art der biomechanischen Testung, die in dieser Studie durchgeführt wurde, verstehen zu können, fasst dieser Abschnitt die wichtigsten Faktoren, die den Entwurf einer solchen Testung beeinflussen, zusammen.

KONSTRUKT REKONSTRUKTIONSTECHNIK

Eine Rekonstruktionstechnik des VKB besteht mechanisch nicht aus einer singulären Struktur, sondern ist ein Konstrukt aus Transplantat, seiner Fixation und femoralem bzw. tibialen Knochen. Jede Struktur besitzt eigene mechanische Eigenschaften, die sich erheblich von denen des Konstrukts „Kreuzbandrekonstruktion“, bestehend aus der Gesamtheit der oben beschriebenen Strukturen, unterscheiden. In der Literatur sind folgende Strukturen biomechanisch untersucht worden:

- 1.) *Transplantat isoliert* - Die in der Literatur angegebenen mechanischen Eigenschaften beziehen sich auf eine dem intakten VKB (30-35 mm) entsprechende Länge des Transplantates. Diese Art der Untersuchung gibt Auskunft, ob das als Transplantat verwendete Gewebe eine dem intakten VKB entsprechende mechanische Stabilität aufweist.
- 2.) *Transplantat + Fixation* - Bei dieser Art der Testung werden lediglich das Transplantat mit einer bestimmten Fixation untersucht, ohne dass eine Verankerung in bzw. an humanem oder tierischem Knochenmaterial erfolgt. Anstelle dessen wird als Widerlager

für die Verankerung ein Material bekannter Dichte bzw. Stabilität genutzt. Diese Art der Testung hat zum einen den biomechanischen Vorteil, dass die erhebliche Varianz der altersabhängigen Knochendichte als einflussnehmender Faktor auf das biomechanische Verhalten der Rekonstruktionstechnik eliminiert werden kann und zum anderen, dass der mit der Beschaffung von humanem bzw. tierischem Knochen verbundene teilweise erhebliche finanzielle und organisatorische Aufwand verringert wird. Diese Art der Testung wurde vor allem bei der Untersuchung von indirekten Verankerungstechniken genutzt, deren mechanisches Verhalten weniger von der Knochendichte als von den Verbindungsmaterialien zwischen Transplantat und Fixationsobjekt beeinflusst wird. Direkte Verankerungstechniken, wie z.B. die Interferenzschraubenverankerung, werden dagegen erheblich durch die Dichte des Knochens, in dem die Verankerung stattfindet, beeinflusst, weshalb diese Art der Testung für solche Verankerungstechniken sehr selten gebraucht wird.

3.) *Transplantat + Fixation + Femur oder Tibia* - Diese Art der Testung erlaubt die Simulation eines Teils einer tatsächlich klinisch genutzten Rekonstruktionstechnik. Grund für die getrennte Untersuchung im femoralen bzw. tibialen Knochen sind die erheblichen Unterschiede der Knochendichte von humanem Femur und Tibia³⁰. Daher unterscheiden sich die mechanischen Eigenschaften der Verankerung des Transplantates im jeweiligen Knochen. Die Bedeutung, Unterscheidung und Zuordnung der Faktoren, die dieses unterschiedliche mechanische Verhalten erklären, lässt sich genauer in dieser Art der Testung bestimmen.

4.) *Komplett VKB rekonstruierte Kniegelenk* - Dies simuliert den eigentlichen Zustand, wie er durch den Kliniker herbeigeführt wird. Diese Art der Testung erlaubt die Messung der biomechanischen Eigenschaften einer jeweiligen Rekonstruktionstechnik mit dem höchsten Realitätsbezug, da das komplette Konstrukt der Rekonstruktionstechnik biomechanisch evaluiert wird. Allerdings werden durch die verschiedenen Komponenten des Rekonstruktionskonstruktes eine Vielzahl von biomechanisch wichtigen Faktoren eingeführt, deren Unterscheidung nicht immer eindeutig zu klären ist.

Zielsetzung dieser Studie war die biomechanische Testung eines der klinischen Realität möglichst nahe kommenden Konstruktes. Daher wurde in dieser Studie das komplette VKB rekonstruierte Kniegelenk einer biomechanischen Testung unterzogen.

VERSUCHSOBJEKTE

Der Begriff “Versuchsobjekte“ bezieht sich auf die Herkunft des biologischen Materials, das zur biomechanischen Testung ausgewählt wurde. Als Transplantat werden in der Mehrheit der biomechanischen Studien die gleichen humanen Sehnen getestet, die auch klinisch zur Anwendung kommen. Allerdings gibt es zum einen Länder, in denen aufgrund kultureller und religiöser Hintergründe humanes Sehnenmaterial nicht zur Verfügung steht oder zum anderen die Beschaffung von humanem Sehnenmaterial einen erheblichen organisatorischen und finanziellen Aufwand erfordert und daher Sehnen von verschiedenen Tiergruppen, wie Schwein oder Rind, genutzt werden, deren mechanische Eigenschaften vergleichbar denen des intakten humanen VKB sind ⁵⁵. Im vorigen Abschnitt wurde die Bedeutung der Knochendichte für einen Grossteil der Verankerungstechniken erwähnt. Alter und Herkunft des verwendeten Knochenmaterials sind von hoher Bedeutung für die Bestimmung biomechanischer Eigenschaften von Rekonstruktionstechniken des VKB. In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass mit zunehmendem Alter die humane Knochendichte von Femur und Tibia abnehmen ³⁰ und dies direkten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Rekonstruktionstechniken hatte ^{29,136,34,188}. Die ideale Voraussetzung für die Messung von mechanischen Eigenschaften ist daher die Simulation einer Rekonstruktion des VKB am humanen Knochen von möglichst jungen Spendern. Allerdings stehen diese nur in sehr begrenztem Umfang zu Testungen zur Verfügung. Daher werden die meisten biomechanischen Studien zur Evaluierung von VKB Rekonstruktionen an entweder humanem Knochen älterer Spender oder an Knochen von verschiedenen Tiergruppen durchgeführt. Hierbei werden vor allem Kniegelenke vom Schwein, Rind, Ziege oder Schaf genutzt. Obwohl in der Literatur beschrieben wird, dass Kniegelenke vom Rind

ähnliche Knochendichten wie die von humanen Spendern aufweisen³⁴, besteht weitgehend Konsens darüber, dass Kniegelenke von Rind und Schwein vor allem im Bereich der Tibia zu hohe Knochendichten aufweisen und daher die mechanischen Ausrissfestigkeiten von Rekonstruktionstechniken überschätzt werden könnten¹¹⁵.

In dieser Studie ist es durch eine Kooperation mit der Abteilung der Rechtsmedizin der Freien Universität Berlin möglich geworden, die biomechanische Testung von intaktem VKB und ausgewählten Rekonstruktionen an humanen Kniegelenken von vergleichsweise jungen Spendern durchzuführen, was die Relevanz der erhobenen Daten für den klinischen Gebrauch erheblich erhöht.

TESTTYP

Zur Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften von Rekonstruktionstechniken werden fast ausschließlich uniaxiale Belastungssituationen simuliert. Dies bedeutet, dass in einer Materialtestmaschine entweder Femur oder Tibia fixiert werden, während der korrespondierende Knochen in lediglich einer Achsenrichtung ausgelenkt wird. Wichtig bei dieser Art der Testung ist die Angabe der Freiheitsgrade. Diese beschreiben, welche Bewegungen um die drei Hauptachsen (horizontal: Beugung/Streckung, sagittal: Abduktion/Adduktion, vertikal: Innen-, Außenrotation) neben der eigentlichen Testrichtung eingeschränkt werden, wobei 5 Freiheitsgrade keine Einschränkung und 1 Freiheitsgrad Einschränkung sämtlicher Achsenbewegungen bedeuten. Ziel einer biomechanischen Studie ist die Simulation einer Testung mit 5 Freiheitsgraden, was den natürlichen Bewegungsmöglichkeiten des Kniegelenkes entspricht. Allerdings erfordert dies sehr komplizierte Klemmeinrichtungen zur Verankerung des Kniegelenkes während der Testung und kann daher in der Praxis nur in sehr wenigen Zentren durchgeführt werden. Der Nachteil einer Einschränkung der Bewegungsfreiheitsgrade ist, dass das Kniegelenk während der Belastung in einer Position gehalten wird, die es natürlicherweise nicht einnehmen würde,

was zu einer veränderten Belastung der zu testenden Struktur, wie z.B. einer VKB-Rekonstruktion, führen kann.

Ein weiterer Faktor bei der biomechanischen Testung des VKB ist die Orientierung des Kniegelenkes relativ zur Testrichtung. Hierbei gibt es zwei Modelle.

In einem Modell stehen die biomechanischen Eigenschaften des VKB bzw. seiner rekonstruierten Transplantate im Vordergrund ¹⁸⁸. Das Kniegelenk wird dabei derart ausgerichtet, dass die Kraft entlang der Achse des intakten bzw. rekonstruierten VKB appliziert werden kann. Dabei unterscheidet man eine anatomische Ausrichtung, bei der die natürlichen Insetionswinkel zwischen VKB und Femur bzw. Tibia erhalten bleiben von einer tibialen Ausrichtung, bei der das VKB und die Tibia entlang einer Achse ausgerichtet werden (Abbildung 8). Die Art der Kraftapplikation bei diesem Modell entspricht nicht der typischen Belastungsrichtung, die das Kniegelenk bei Verletzungen des VKB erfährt (anteriore Translation), sondern simuliert eher eine Distraktionsbewegung. Dieser Belastungsmodus erlaubt aber eine kontinuierliche Kraftapplikation parallel zur Ausrichtung aller kollagenen Faserbündel des VKB und beschreibt damit die mechanischen Eigenschaften vor allem des intakten VKB bzw. seines zur Rekonstruktion verwendeten Transplantates.

Im anderen Modell steht die Simulation der physiologischen Bewegungsrichtung des Kniegelenkes bei Belastung des VKB im Vordergrund der biomechanischen Testung. Dabei wird eine Kraft im rechten Winkel zur Längsachse der Tibia appliziert und dadurch eine anteriore Translationsbewegung simuliert, die dem klinischen Test der vorderen Schublade nahe kommt (

Abbildung 9: **Schubladentest**

). In dieser Art der biomechanischen Testung findet die Belastung des VKB nicht parallel zu seiner kollagenen Faserstruktur statt, sondern simuliert seine physiologischer Weise auftretende Dehnung.

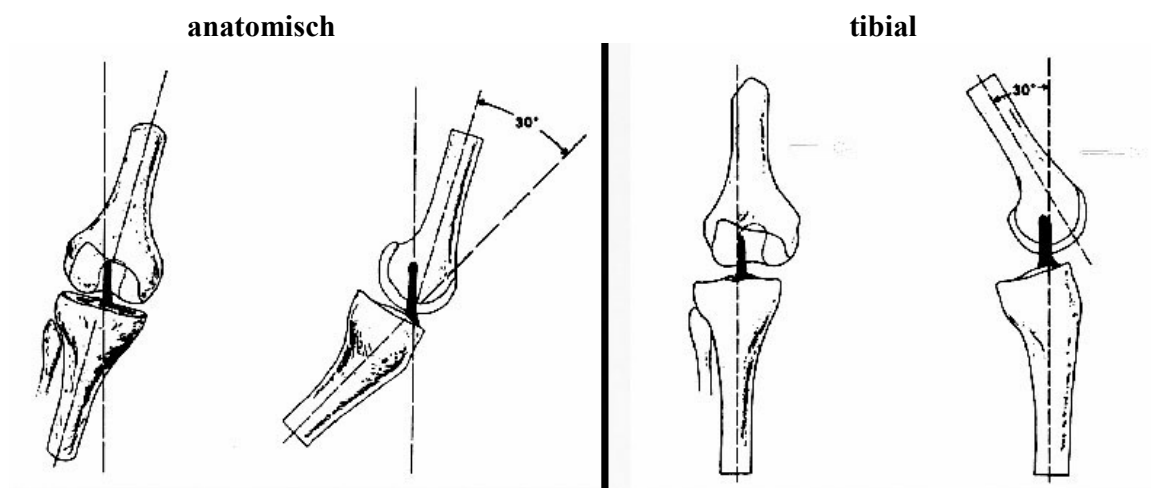


Abbildung 8: Orientierung Kniegelenk

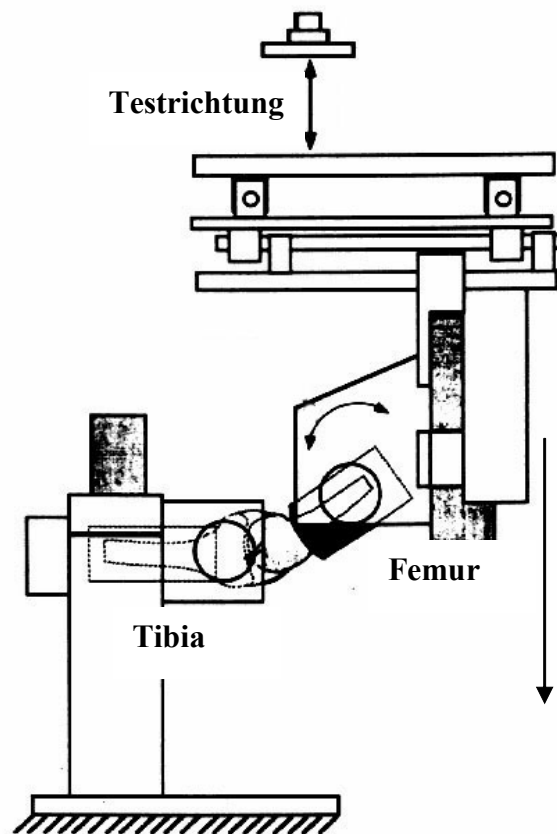


Abbildung 9: Schubladentest

(Abbildungen entnommen aus Woo et al., Am J Sports Med, 19 (3), 1991; pp 217-225)

In beiden Modellen werden bei der Bestimmung der mechanischen Eigenschaften von intaktem oder VKB rekonstruiertem Kniegelenk, Femur und Tibia in einem Beugungswinkel von 30° fixiert, da in dieser Position eine maximal homogene Belastung aller kollagenen Faserstrukturen des VKB während der Testung gewährleistet ist ¹¹¹.

In der vorliegenden Studie wurde das Modell zur Simulation eines vorderen Schubladentest gewählt, weil Ziel der Studie eine möglichst realitätsnahe Testung des intakten und rekonstruierten VKB war.

Der Vollständigkeit halber soll hier noch eine Alternative zur uniaxialen Testung genannt werden. In einigen wenigen biomechanischen Zentren stehen Roboterkonfigurationen zur Verfügung, mit deren Hilfe kontinuierliche Bewegungsabläufe (z.B. komplette Beugung/Streckung) unter Applikation verschiedener Belastungssituationen simuliert werden können. Dabei können unter Erhaltung von 5 Freiheitsgraden sämtliche auftretende Kräfte und Drehmomente, die am VKB angreifen, wie auch Bewegungsauslenkungen des Kniegelenkes gemessen und mit hoher Genauigkeit wiederholt werden ^{67,148}. Die Anschaffung dieser Roboter sind allerdings mit erheblichen Kosten verbunden und die Programmierung sehr zeitaufwendig, weshalb diese Technik nur einer sehr beschränkten Anzahl an Zentren zur Verfügung steht und es daher auch nur eine vergleichsweise geringe Anzahl an Studien gibt, die diese neue Technik zur Messung von biomechanischen Eigenschaften des VKB genutzt haben.

TESTPROTOKOLL

Bei der biomechanischen Testung vom VKB und seinen Rekonstruktionstechniken können zwei grundlegende Testprotokolle unterschieden werden. Dies sind der Versagens- und der zyklische Belastungstest.

Der Versagenstest ist das traditionelle Testprotokoll und wurde in der Vergangenheit in der Mehrzahl der biomechanischen Studien verwendet^{186,146,142,172,37,11,188}. Bei diesem Test wird das in der Materialtestmaschine fixierte Konstrukt bis zum Versagen des intakten VKB bzw. seiner Rekonstruktion belastet. Dabei kann eine Kraft-Dehnungskurve wie in Abbildung 10 aufgezeichnet werden.

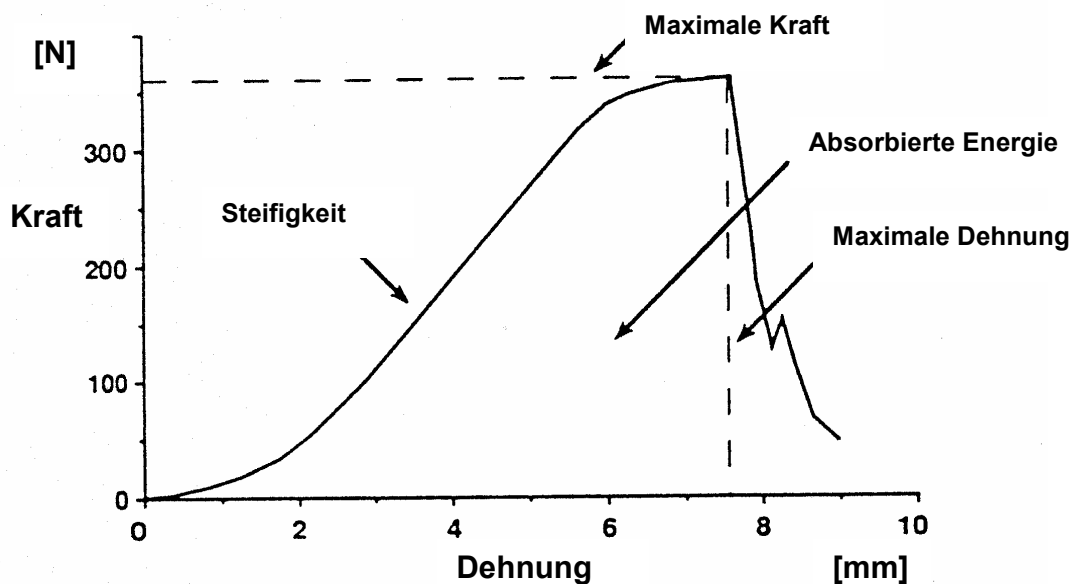


Abbildung 10: Versagenstest

Vorteil des Versagenstests ist die relativ einfache, zeitsparende Durchführung und Auswertung. Der Nachteil dieses Testprotokolls ist, dass die biomechanischen Eigenschaften des VKB und seiner Rekonstruktionen nur für die Versagenssituation bestimmt werden können. Diese Art der Belastung ist aber im direkten postoperativen Zeitraum, in dem im Rahmen der Rehabilitation vor allem submaximalen Belastungen des VKB entstehen, nur in absoluten Ausnahmefällen zu beobachten. Ferner simuliert der Versagenstest nur eine

einmalige Belastung, während das rekonstruierte Kniegelenk in der Rehabilitation sich wiederholenden Belastungen ausgesetzt wird. Als Konsequenz aus den Limitierungen dieses Testprotokolls wurden seit Ende der 90er Jahre vermehrt zyklische Belastungsprotokolle (Abbildung 11) zur Messung von biomechanischen Eigenschaften des VKB entwickelt

84,115,110,191,158,170

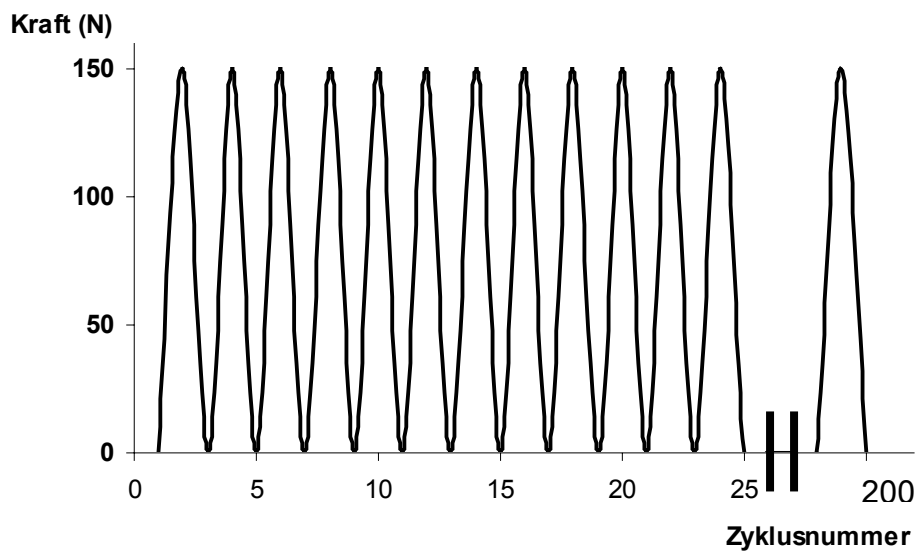
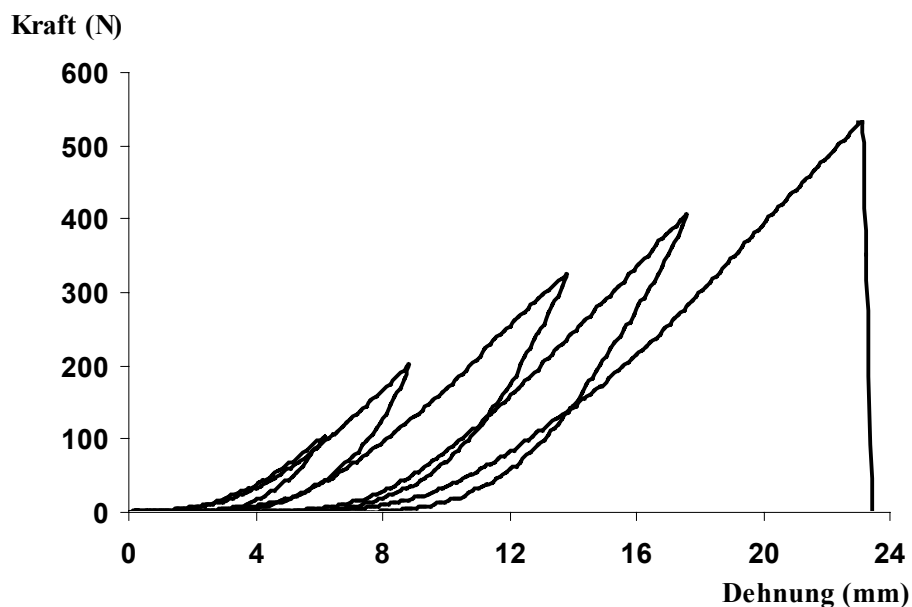


Abbildung 11: Zyklische Belastung



* zwecks Übersicht ist nur jeder 10. Zyklus graphisch dargestellt

Abbildung 12: Zyklische, inkrementale Belastung

Bei den Protokollen mit zyklischer Belastung wird entweder eine kraft- oder weggesteuerte Belastung simuliert. In einer kraftgesteuerten biomechanischen Testung wird das zu testende Konstrukt einer wiederholten Belastung mit einer fest definierten Kraft ausgesetzt, während bei weggesteuerter Belastung eine wiederholte Dehnung mit einer festgelegten Strecke durchgeführt wird. Ein weiterer grundlegender Unterschied der zyklischen Belastungsprotokolle ist die Durchführung entweder einer wiederholten Belastung mit konstanter Kraft oder Dehnung (Abbildung 11) oder der inkrementalen (stufenweisen) Erhöhung der Kraft nach jedem Zyklus bis zum Versagen des Konstruktes (Abbildung 12). Bei repetitiver Belastung mit konstanter Kraft oder Dehnung werden submaximale Belastungswerte gewählt, wie sie physiologischerweise im Rahmen der Rehabilitation erwartet werden können (Kraft: 150 – 250 N ^{86,29,177}, Dehnung 3-4% der Ausgangslänge ^{20,190}), wobei meist mehrere hundert Zyklen durchgeführt werden. Der Vorteil dieser Art der Testung ist die Möglichkeit, Lockerungsverhalten von Rekonstruktionstechniken genauer zu untersuchen. Rekonstruktionstechniken des VKB versagen normalerweise nicht abrupt, sondern weisen einen graduellen Versagensmodus auf, der durch repetitive Belastung genauer untersucht werden kann. Nachteil dieser Methodik ist, dass nur eine begrenzte Anzahl von submaximalen Belastungssituationen simuliert werden kann (meistens werden zwei unterschiedliche Kraftstufen gewählt). Ein Kompromiss zwischen dieser Testart und dem Versagenstest stellt das zyklische, inkrementale Belastungsprotokoll dar. Durch die ständige Erhöhung der Kraft oder Dehnung in möglichst kleinen, konstanten Inkrementen (Abbildung 12), kann die mögliche Existenz einer Schwellenbelastung erkannt werden, ab der ein Versagen einsetzt und eine Identifizierung der mechanischen Schwachpunkte des Konstruktes erfolgen. Allerdings ist die Anzahl der Zyklen bis zum Versagen vergleichsweise gering, so dass das reine Ermüdungsverhalten nur unvollständig simuliert werden kann.

In dieser Studie wurde versucht, das mechanische Verhalten verschiedener Rekonstruktionstechniken und deren Lockerungsverhalten in einem möglichst realitätsnahen

Versuchsaufbau zu untersuchen. Daher wurde für die vorliegende Studie ein zyklisches Belastungsprotokoll mit inkrementaler Belastungssteigerung gewählt.

MESSPARAMETER

Bei der *uniaxialen* biomechanischen Testung des VKB werden zwei Parameter direkt gemessen, von denen alle anderen Parameter berechnet werden können: Dies sind die angreifende Kraft und die korrespondierende Dehnung der zu testenden Struktur. Diese beiden Parameter können graphisch in einem Kraft-Dehnungsdiagramm dargestellt werden (Abbildung 13).

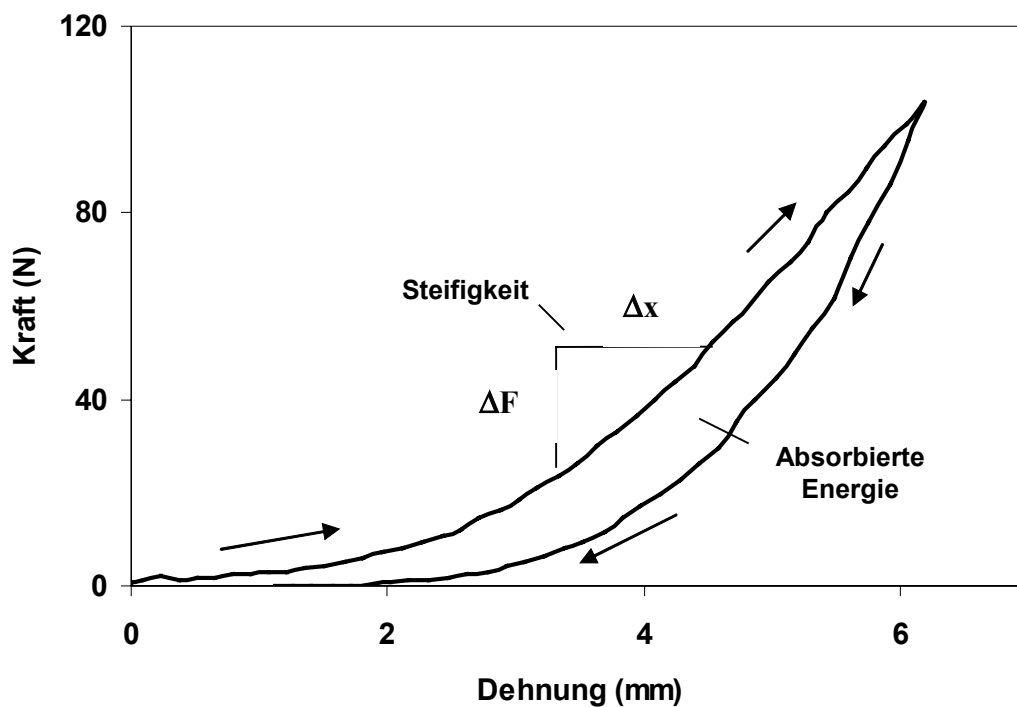


Abbildung 13: Hysterese/Kraft-Dehnungs Diagramm

Die mechanischen Eigenschaften können unter anderem in Struktur- und Materialeigenschaften unterteilt werden. Dabei beschreiben die Struktureigenschaften primär das mechanische Verhalten des kompletten Konstrukts der Kreuzbandrekonstruktion. Zu diesen gehören die *Kraft*, die während der Testung und vor allem beim Versagen des rekonstruierten Kniegelenkes gemessen werden kann, die aus der Belastung resultierende *Konstruktelongation*, die *Steifigkeit* und die *absorbierte Energie* (Tabelle 1-1, Abbildung 13).

Die Steifigkeit errechnet sich per definitionem aus der Steigung des linearen Bereichs des aufsteigenden Astes der Hystereseurve. Sie ist also ein Verhältnis der Änderung der Kraft zur korrespondierenden Konstruktdehnung (Abbildung 13). Die absorbierte Energie beschreibt das Belastungs- und Entlastungsverhalten des Konstruktes und errechnet sich aus der durch die Hystereseurve eingeschlossenen Fläche (Tabelle 1-1). Intakte Sehnen und Bänder zeigen normalerweise einen fast identischen Verlauf der Be- und Entlastung, weisen also einen sehr geringen Energieverlust auf. Bei Verlust oder Lockerung der Transplantatfixation, bzw. bei Verwendung von synthetischen Materialien können erhebliche Abweichungen beobachtet werden.

Tabelle 1-1: Struktureigenschaften

Struktureigenschaften		
<i>Name</i>	<i>Einheit</i>	<i>Formel(zeichen)</i>
Kraft	[N]	F
Konstruktdehnung	[mm]	X
Steifigkeit	[N/mm]	$k = \frac{\Delta F}{\Delta x}$
absorbierte Energie		$A = \int_{x=0}^{x_{\max}} (f_1[x] - f_2[x]) dx$ <p> f_1: Kraft des aufsteigenden Astes f_2: Kraft des absteigenden Astes x: Elongation </p>

Die Materialeigenschaften beziehen sich ausschließlich auf eine ganz bestimmte Struktur, z.B. das Transplantat. Die hierbei gemessenen Parameter sind die Spannung (stress) und Dehnung (strain). Spannung bezeichnet die Kraft, die an der Querschnittsfläche einer Struktur angreifen kann, während Dehnung die Änderung der Transplantatlänge unter Belastung im Verhältnis zu seiner Ausgangslänge angibt (Tabelle 1-2).

Tabelle 1-2: Materialeigenschaften

Materialeigenschaften		
<i>Name</i>	<i>Einheit</i>	<i>Formel</i>
Spannung (stress)	[Pa]	$\sigma = \frac{F}{A}$ <i>F</i> : Kraft <i>A</i> : Querschnittsfläche
Dehnung (strain)	[%]	$\varepsilon = \frac{\Delta x}{x_0}$ Δx : Längenänderung x_0 : Ausgangslänge

In dieser Studie wurden aufgrund der Wahl des Versuchsmodells die Struktureigenschaften des intakten VKB und seiner Rekonstruktionstechniken bestimmt.

Der Vollständigkeit halber sollen hier noch die viskoelastischen Eigenschaften von kollagenen Faserstrukturen erwähnt sein. Diese Eigenschaften wurden von Fung et al.⁶⁸ erstmals beschrieben und beziehen sich auf das veränderte Dehnungsverhalten nach direkt vorher erfolgter Belastung. Dieses veränderte mechanische Verhalten ist reversibel, wenn eine längere Belastungspause vor erneuter Dehnung eingehalten wird. Die Messung dieser Eigenschaften erfordert Testprotokolle, die sich von den Protokollen zur Messung der Struktureigenschaften wie in der vorliegenden Studie erheblich unterscheiden⁸⁴.

ZIELSETZUNG DER STUDIE

In Anbetracht der in den vorigen Abschnitten beschriebenen Tatsachen, ergab sich folgende Fragestellung. In welcher Art und Weise beeinflussen die Fixationsmethodik und die Fixationslokalisation das mechanische Verhalten von drei VKB-Rekonstruktionen, die Hamstringsehnen als Transplantat verwenden und weit verbreitete Anwendung im klinischen Alltag finden ? Rekonstruktionstechniken mit Hamstringsehnen wurde gewählt, da dieses Transplantat in den letzten Jahren immer häufiger verwendet wird und vor allem in Europa, aber auch im Nordamerikanischen und Asiatischen Raum die primäre Alternative zum Patellarsehnentransplantat ist.

Die Hypothesen dieser Studie waren, dass erstens, eine möglichst anatomische, die ursprüngliche Insektion des VKB simulierende Transplantatfixation vorteilhafte biomechanische Eigenschaften aufweisen würde im Vergleich zu einer extrakortikalen Verankerung, die entfernt von der ursprünglichen Insektion des VKB lokalisiert ist. Der zweite Teil der Hypothesen war, dass die direkte Fixation des Transplantates der indirekten Verankerung biomechanisch überlegen ist. Dabei sollte die biomechanische Testung möglichst realitätsnah das komplette Konstrukt aus Kniegelenk, Transplantat und Verankerung unter wiederholter Belastung evaluieren.

2 MATERIAL & METHODEN

In den folgenden Abschnitten wird eine bestimmte Nomenklatur für die jeweiligen Gruppen verwendet werden, die auf die verschiedenen Charakteristika der jeweiligen Rekonstruktionstechniken hinweist. Für sämtliche Rekonstruktionstechniken wurden Hamstringsehnen verwendet, daher beginnen sämtliche Gruppenbezeichnungen mit einem *H*, der zweite Buchstabe gibt an, ob ein anatomisches oder extrakortikales Verankerungsniveau gewählt wurde (*A: anatomisch* vs. *E: extrakortikal*), der dritte Buchstabe bezeichnet die Methodik der Verankerung (*D: direkt* vs. *I: indirekt*). Indices wurden sämtlichen Gruppen beigefügt, die Auskunft über das Fixationsobjekt geben (_{BIO}: *biodegradierbare Interferenzschraube*, _{TIT}: *Titaninterferenzschraube*, _{Button}: *Buttonfixation*).

MATERIAL

TESTOBJEKTE

HUMANE KNIEGELENKE (TABELLE 2-1)

Im Rahmen dieser Studie wurden 26 humane Kniegelenke verwendet. Das durchschnittliche Alter der Spender betrug 40 ± 14 Jahre. Zur Etablierung der verschiedenen operativen Techniken und der biomechanischen Testung wurden zwei Kniegelenke im Rahmen von Vorversuchen verwendet. In drei Gruppen wurden jeweils acht, insgesamt 24 Kniegelenke, im Rahmen der Hauptversuche genutzt. Nach ihrer Explantation wurden die Präparate bei -26°C gelagert. Sämtliche Testungen erfolgten in einem Zeitraum von sieben Tagen post mortem. 12 Stunden vor Testbeginn wurde das jeweils zu testende Kniegelenk bei Raumtemperatur aufgetaut.

Sämtliche Kniegelenke wurden nach dem Auftauen bezüglich traumatischer, chronischer und operativer Veränderungen untersucht. Sämtliche Befunde wurden schriftlich vermerkt. Kniegelenke, die Verletzungen des vorderen Kreuzbandes oder der ossären Strukturen aufwiesen, wurden von der Studie ausgeschlossen.

Tabelle 2-1: Zuordnung Technik-Kniegelenkes

Gruppe	Alter (Jahren)	männlich	weiblich	Gesamt
HAD _{BIO}	$38,6 \pm 13,6$	6	2	8
HAD _{TIT}	$41,8 \pm 15,2$	4	4	8
HEI _{Button}	$39,8 \pm 14,1$	5	3	8
Gesamt	$40,1 \pm 13,5$	15	9	24

SEHNEN-TRANSPLANTATE (TABELLE 2-2)

Für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wurden Sehnen der ischiokruralen Muskulatur des Oberschenkels, sogenannte „Hamstring“-Sehnen verwendet. 24 Sehnen des Musculus Semitendinosus und 16 Sehnen des Musculus Gracilis wurden humanen Spendern entnommen und im Rahmen der Hauptversuche genutzt. Acht Sehnen des Musculus Semitendinosus wurden für die HAD_{BIO}, acht Semitendinosus- und Gracilissehnen wurden jeweils für die HAD_{TIT} und HEI_{Button} Gruppe verwendet. Direkt nach Entnahme wurden die Sehnen in Gazetücher, die mit 0.9 % physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet waren, gelegt und bei -26°C eingefroren¹⁸⁹. Zwei Stunden vor der Rekonstruktion des VKB wurden die Sehnen bei Raumtemperatur aufgetaut. Während dieses Vorgangs wurden die Sehnen ebenfalls kontinuierlich mit 0.9 % Kochsalzlösung benetzt.

Tabelle 2-2: Zuordnung Technik-Sehnentransplantate

Sehne	HAD _{BIO}	HAD _{TIT}	HEI _{Button}
Semitendinosus	8	8	8
Gracilis	-	8	8

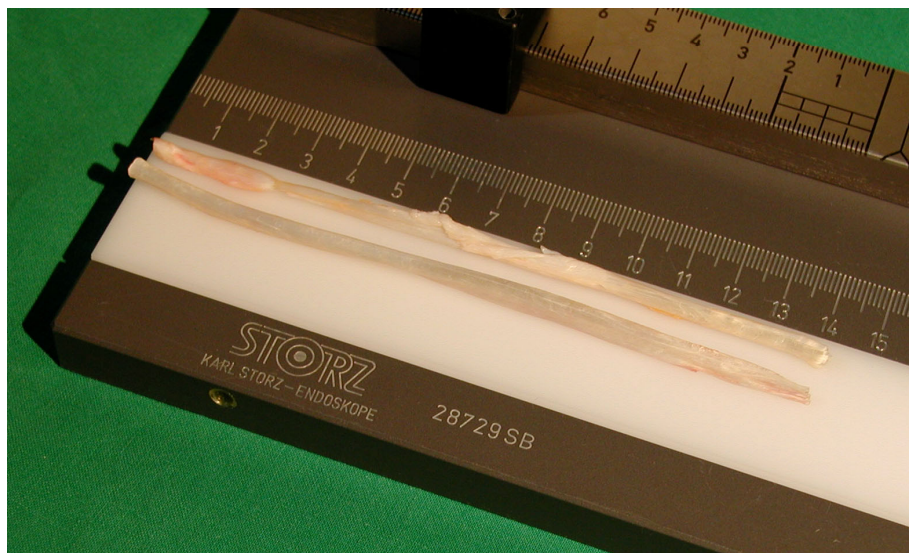


Abbildung 14: Hamstringsehnen

(aus Strobel, MJ, Manual of Arthroscopic Surgery, Springer, Berlin)

FIXATIONSMATERIAL & INSTRUMENTARIUM

TECHNIK NACH STÄHELIN UND WEILER (HAD_{BIO})

Fixationsmaterial

Für die Transplantatfixation wurden sowohl im femoralen als auch tibialen Knochentunnel jeweils eine rundgewindige biodegradierbare Interferenzschraube (Sysorb®, Sulzer Medica Orthopaedics Ltd., Muensingen, Schweiz) verwendet (Abbildung 15). Diese Schrauben bestehen aus einem reinen Poly-(D,L-Laktid), welches ein amorphes Material darstellt, das seine Festigkeit in-vitro über 20 Wochen erhält und eine in-vivo Degradation von ungefähr einem Jahr aufweist^{62,168}. Die Länge der verwendeten Schraube betrug 23 mm, bei einem Gewindedurchmesser von 8.0 mm und einem Kerndurchmesser von 6.2 mm. Die Schrauben hatten eine Gewindesteigung von 3.0 mm. Durch einen turbinenähnlichen Schraubenantrieb konnte eine erhöhte torsionale Festigkeit gewährleistet und dadurch das Risiko eines Schraubenversagens während der Schraubeninsertion reduziert werden.

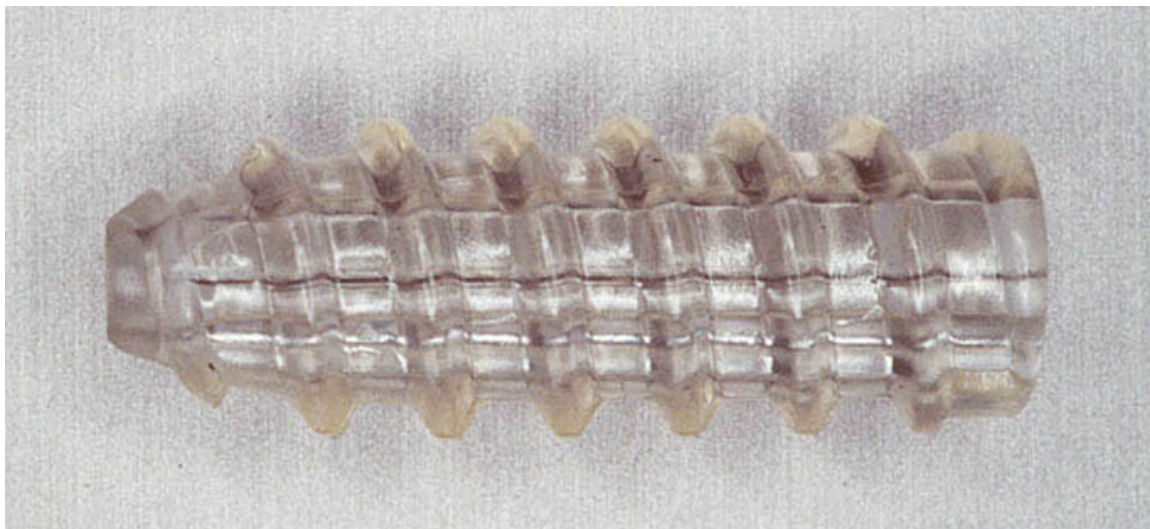


Abbildung 15: Sysorb® Biodegradierbare Interferenzschraube

Instrumentarium

Sehnenentnahme

Eine chirurgische Schere, ein Skalpell und eine chirurgische Pinzette wurden benötigt zur Präparation der Semitendinosussehne. Ein Sehnenstripper und eine chirurgische Klemme waren notwendig zum Ablösen der Sehne von ihrem proximalen Muskelbauch. Mit Hilfe einer „Helical Tube Saw“ (HTS) (Kalttec®, Edwardstown, South Australia) konnte die Semitendinosussehne zusammen mit einem tibialen Knochenblock aus dem Bereich des Pes anserinus entnommen werden.

Sehnenpräparation

Für die Sehnenpräparation wurde ein Präparationstisch (Graft Master, Smith & Nephew Endoscopy), ein Rasperatorium und eine chirurgische Schere verwendet. Zwei resorbierbare Fäden (2-0 Vicryl) wurden zur Sehnaugmentation und zwei No.5 Ethibond Fäden als Haltefäden benutzt. Die Knochenblockpräparation wurde mit der Hilfe eines Rongeur durchgeführt. Ein K-Draht wurde im Knochenblock fixiert, um eine adäquate Führung des Transplantates bei Platzierung im ossären Tunnel zu gewährleisten.

Tunnelpräparation

Ein Bohrerst (Acufex Microsurgical, Inc.) wurde für die korrekte Platzierung der Knochentunnel verwendet. Knochendilatatoren (Instrument Makar, Inc.) wurden zur Knochentunnelpräparation herangezogen.

TECHNIK NACH PINCZEWSKI (HAD_{TIT})

Fixationsmaterial

Fixation des Transplantates wurde sowohl femoral als auch tibial mit jeweils einer rundköpfigen Titaninterferenzschraube mit weichgewindigem Gewinde (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) (Abbildung 16) erreicht. Die Schraube hatte eine Länge von 25 mm bei einem Gewindedurchmesser von 7 mm, einem Kerndurchmesser von 4 mm und einem Kopfdurchmesser von 8 mm. Die Gewindesteigung betrug 2,25 mm. Das spezielle Gewindedesign sollte einer möglichen Transplantatlazeration während des Einbringens der Schraube vorbeugen. Der im Vergleich zum Gewindedurchmesser größere Schraubenkopf sollte eine zusätzliche Kompression des Transplantatende gegen die ossäre Tunnelwand ermöglichen.

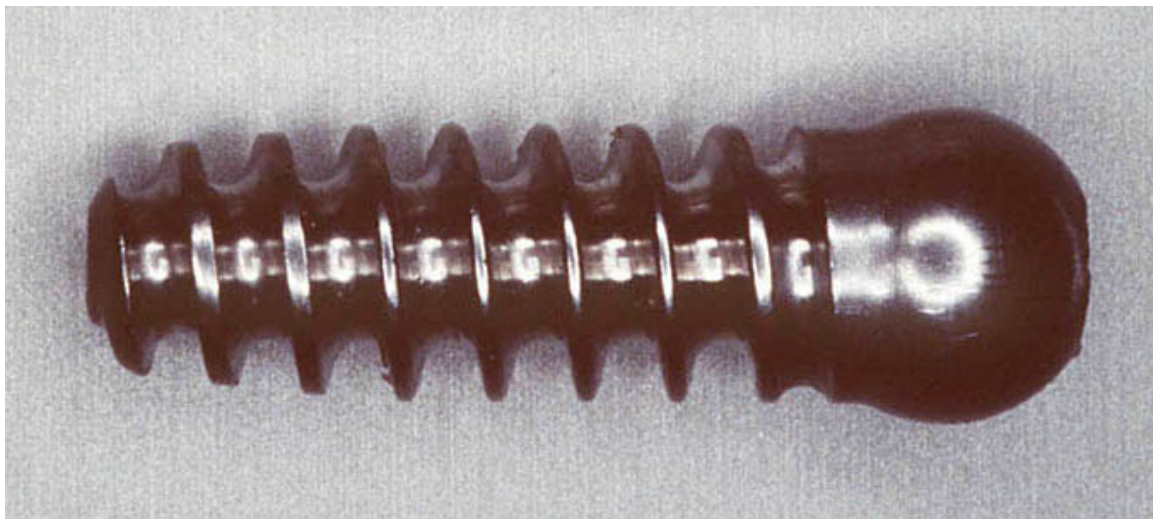


Abbildung 16: RCI® Titan Interferenzschraube

Instrumentarium

Sehnenentnahme& Sehnenpräparation

Das Instrumentarium der Sehnenentnahme und Sehnenpräparation ist identisch mit dem Instrumentarium beschrieben für die Technik nach Stähelin und Weiler (HAD_{BIO}). Es wurde keine HTS benutzt, da die Sehnen ohne Knochenblock entnommen wurden.

Zwei No.5 Ethibond Fäden wurden als Haltefäden durch jede Sehnenschlaufe gezogen.

Tunnelpräparation

Ein RCI-Drill Guide und Bohrsystem (Acufex® Director RCI Endoscopic Drill Guide System, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) wurden für die korrekte Orientierung der Knochentunnel verwendet.

Transplantatfixation

Das Transplantat wurde mit zwei rundköpfigen, weichgewindigen Interferenzschrauben aus Titan (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) fixiert, die mit einem speziellen Schraubenzieher (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) zwischen Transplantat und Tunnelwand platziert wurden.

TECHNIK NACH ROSENBERG (HEI_{BUTTON})

Fixation

Das Transplantat wurde femoral mit einem metallenen Knopf (EndoButton®, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA), der durch ein 5 mm Mersileneband (Ethicon, Inc., Johnson and Johnson, Sommerville, NJ) auf der lateralen Kortikales fixiert. Tibial wurde eine Transplantatfixation mit drei No.5 Ethibond Fäden erreicht, die um eine Bikortikalschraube dreifach geknotet wurden (Abbildung 17).

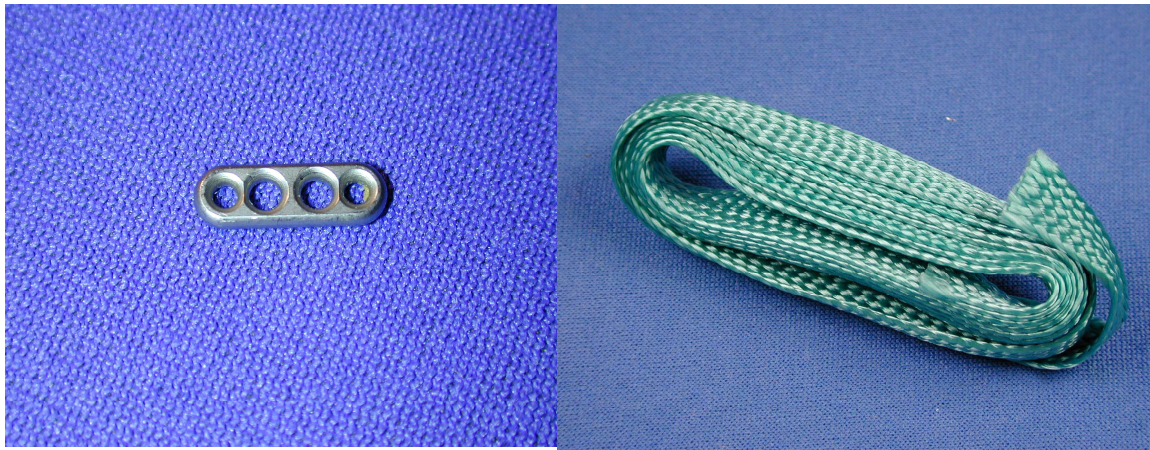


Abbildung 17: Endobutton + Mersileneband

Instrumentarium

Sehnenentnahme

Das Instrumentarium der Sehnenentnahme ist identisch mit dem Instrumentarium der Technik nach Stähelin und Weiler. Allerdings wurden die Sehnen ohne Knochenblock entnommen.

Sehnenpräparation

Die Präparation fand auf einem Präparationstisch (GraftMaster®, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) statt. Zur Entfernung des Muskel- und Fettgewebes wurde ein spezielles Rasperatorium verwendet. Drei No.5 Ethibond Fäden (Ethicon, Inc., Johnson and Johnson, Sommerville, NJ) wurden durch die Sehnenschleife gezogen für die später erfolgende Transplantatpositionierung in den ossären Tunneln. Jeweils ein No.5 Ethibond

Faden wurde jeweils mit einem der vier freien Enden des Sehnentransplantates vernäht, die zur endgültigen Transplantatfixation tibial um eine Bikortikalschraube geknotet wurden.

Tunnelpräparation

Bei der Rekonstruktion nach Rosenberg wurden ein Zielgerät und ein Bohrer (Acufex® Director Soft Tissue Endoscopic Drill Guide System, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) zur Positionierung der ossären Tunnel verwendet. Dabei wurden Bohrer mit einem Durchmesser von 7, 8 und 9 mm benötigt, um die Passage des Transplantates gewährleisten zu können.

Transplantatpassage

Ein Ösendraht wurde benötigt, um die Haltefäden des Transplantates durch die Knochentunnel zu ziehen und ein Platzieren und die Aufrechterhaltung der Spannung des Transplantates bei Fixation zu ermöglichen.

METHODEN

ALLGEMEINER EXPERIMENTELLER AUFBAU (ABBILDUNG 18)

Zuerst wurde eine Befundung des humanen Kniegelenkes durchgeführt, danach wurden sämtliche Weichteilstrukturen des Kniegelenkes bis auf das intakte VKB entfernt und eine biomechanische Testung des bestehenden Komplexes bei den ersten acht Kniegelenken durchgeführt. Darauf folgend wurde dann am gleichen Knie eine Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit einer der drei Rekonstruktionstechniken durchgeführt. Die Auswahl der jeweiligen Rekonstruktionstechnik und Zuordnung zu einem jeweiligen Kniegelenk wurde in einer randomisierten Reihenfolge vor Beginn der Studie festgelegt. Direkt nach der VKB Rekonstruktion wurde das Konstrukt einer zyklischen biomechanischen Testung unterzogen.

Nach Beendigung des experimentellen Teils dieser Studie, wurde ein Softwareprogramm (Excel 97 und Visual Basic 5.0, Microsoft®) entwickelt, mit dem die Datenanalyse durchgeführt werden konnte.

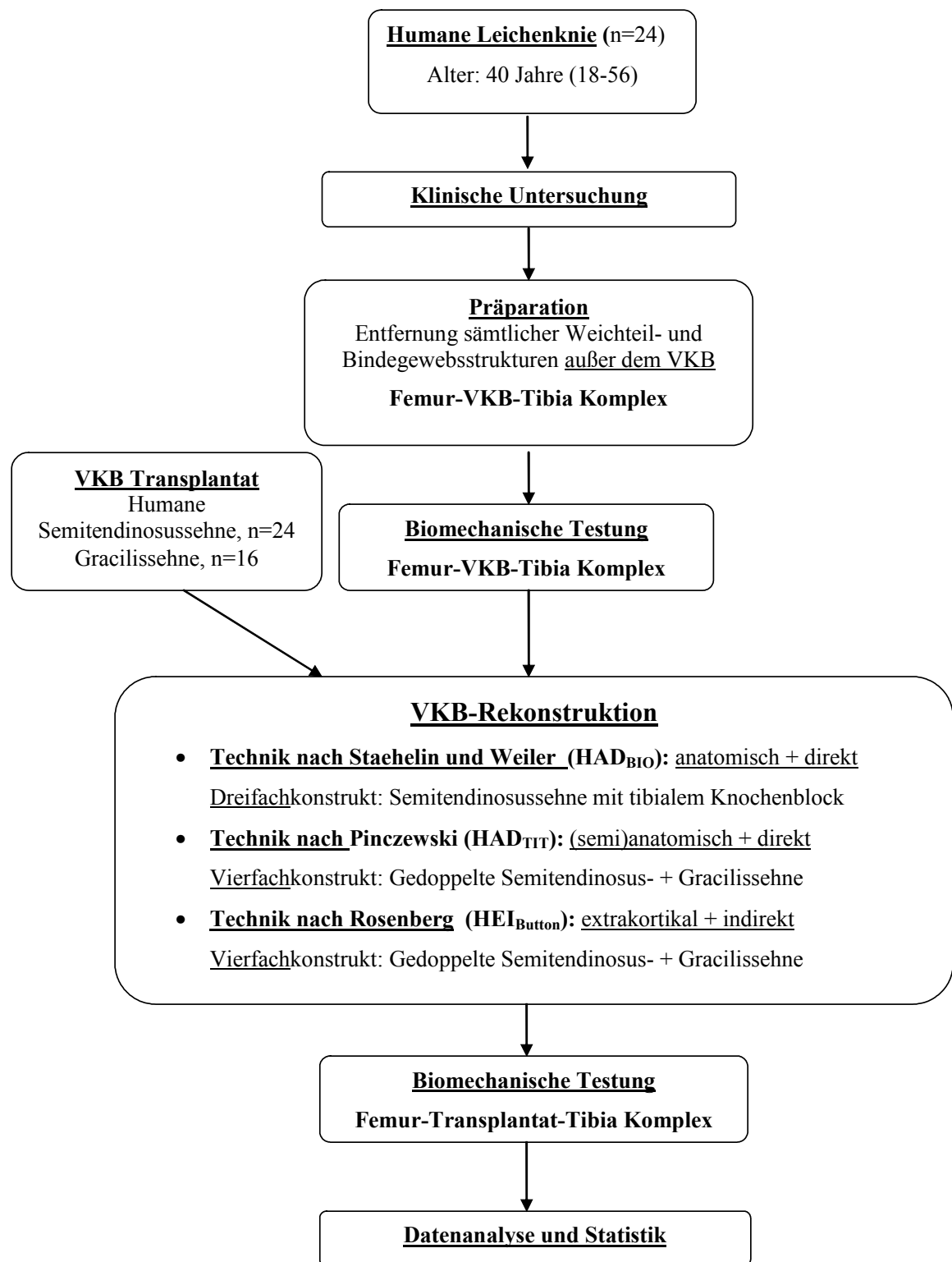


Abbildung 18: Allgemeiner Versuchsaufbau

UNTERSUCHUNG & PRÄPERATION DER TESTOBJEKTE

TECHNIK DER PRÄPARATION DES INTAKTEN KNIE

Jedes Kniegelenk wurde über einen Zeitraum von 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Zuerst wurde die Haut auf Verletzungen, der jeweilige Oberschenkel- und Unterschenkelstumpf auf sichtbare Frakturen untersucht. Die Haut und das subkutane Fettgewebe wurden entfernt. Der Muskelmantel wurde auf Verletzungszeichen untersucht und entfernt, so dass eine Darstellung der Kniegelenkscapsel ermöglicht wurde. Femur, Tibia und Fibula wurden auf gelenknahe Frakturen examiniert. Die Kniegelenkscapsel wurde auf pathologische Veränderungen, wie Einblutungen und Risse untersucht. Die Patellarsehne wurde an ihrem Ursprung am inferioren Patellarpol abgenommen und der dahinter gelegene Hoffasche Fettkörper entfernt. Der Gelenkraum wurde inspiziert und pathologische Veränderungen vermerkt. Die Kollateralbänder wurden dargestellt und erhalten. Der posteriore Anteil der Capsel wurde eröffnet. Das hintere Kreuzband wurde von der posterioren Capsel gelöst und an seiner femoralen Insertion durchtrennt. Die Position und Zustand der Menisken wurden festgestellt und der femorale und tibiale Gelenkknorpel untersucht. Eventuelle pathologische Veränderungen wurden vermerkt. Die Integrität des vorderen Kreuzbandes wurde überprüft. Neben dem VKB wurden die Kollateralbänder, die Menisken und Teile der Gelenkscapsel erhalten. Dies war erforderlich, um eine anatomisch korrekte Positionierung des Kniegelenks auf der Materialtestmaschine zu ermöglichen.

Ausschlusskriterien waren Verletzungen des vorderen Kreuzbandes, sowie gelenknahe und entlang des Femur- und Tibiaschaftes verlaufende Frakturen, die eine ausreichende Fixation während der biomechanischen Testung gefährdet hätten. Nach Beendigung der Präparation wurde das Kniegelenk in mit physiologischer Kochsalzlösung benetzte Gazetücher gewickelt und bis zur biomechanischen Testung feucht gehalten.

TECHNIK DER SEHNENENTNAHME

Für die Rekonstruktion des VKB wurden zwei Sehnen der ischiokruralen Muskulatur des Oberschenkels, sogenannte Hamstringsehnen, verwendet: Die Semitendinosus- und Gracilissehne. Diese wurden humanen Spendern, maximal drei Tage post mortem, entnommen.

Das Kniegelenk wurde in leichter Außenrotations- und Beugestellung von 90° fixiert. Die tuberositas tibialis wurde palpiert. Drei Zentimeter distal und ein Zentimeter medial davon wurde ein ca. fünf Zentimeter langer Schnitt parallel der tibialen Längsachse von proximal nach distal geführt. Das perkutane Fettgewebe wurde entfernt und die Faszie des Musculus Sartorius dargestellt. Nach Eröffnung der Faszie wurden die Sehnen des Musculus Sartorius, Gracilis und Semitendinosus (proximal nach distal) palpiert und mit einer chirurgischen Schere stumpf dargestellt.. Zur Lösung von akzessorischen Abgängen der jeweiligen Sehnen und Entfernung von Muskel- und Bindegewebe wurden beide Hamstringsehnen sowohl mit dem Zeigefinger nach proximal verfolgt, als auch mit einer Roberts Klemme nahe dem Pes anserinus angehoben und so weit wie möglich nach distal gezogen, wobei der Ansatz der Sehne am pes anserinus erhalten blieb.

Zuerst wurde dann die Gracilissehne in die Öse eines Sehnenstrippers gelegt, unter leicht oszillierenden Bewegungen nach proximal verfolgt und von ihrem Muskelbauch gelöst. Mittels eines Skalpells wurde der Sehnenansatz am pes anserinus der Tibia abgetrennt und Muskel- und Bindegewebsreste von der Sehne entfernt. Die Sehne des Musculus Semitendinosus wurde distal der Gracilissehne aufgesucht. Ähnlich der Entnahme der Gracilissehne wurde zuerst sämtliches Bindegewebe gelöst und danach das proximale Ende der Semitendinosussehne von ihrem Muskelbauch mit einem Sehnenstripper getrennt. Abhängig von der Rekonstruktionstechnik wurde der distale Ansatz am pes anserinus mit einem Skalpell gelöst (HAD_{TIT}, HEI_{Button}) oder mit einem Knochenblock entnommen (HAD_{BIO}).

Zur Entnahme des Knochenblocks wurde die Sehne bis zur ihrer Inseration am pes anserinus präpariert und das sie umgebene Muskel- und Bindegewebe entfernt. Die von ihrem Muskelbauch gelöste Sehne wurde nach distal geklappt, so dass ihre Rückseite sichtbar wurde und der genaue Beginn der Inseration festgestellt werden konnte. Mittels eines HTS-Osteotom (Kalttec®, Edwardstown, South Australia) wurde die Sehne mit einem Knochenblock entnommen, der auf eine Länge von 15 mm, eine Höhe von 5 mm und eine Breite von 10 mm präpariert wurde. Danach wurde die Haut mit No.5 Ethibond Fäden geschlossen.

Alle Sehnen wurden direkt nach Entnahme in mit Kochsalzlösung getränkte Gazetücher gewickelt und bei -26°C eingefroren.

ZUORDNUNG DER KNIE/SEHNEN ZU JEWEILIGER TECHNIK

Vor Beginn der eigentlichen Studiendurchführung fand eine randomisierte Festlegung der Reihenfolge der jeweiligen Rekonstruktionstechniken statt. Die Sehnenauswahl erfolgte unter Beachtung der gleichmäßigen Altersverteilung der jeweiligen Spender in allen Rekonstruktionstechniken.

REKONSTRUKTIONSTECHNIKEN

ALLGEMEINE ÜBERSICHT DER GETESTETEN TECHNIKEN

Drei unterschiedliche Rekonstruktionstechniken des vorderen Kreuzbandes wurden einer biomechanischen Testung unterzogen. Zwei Techniken fixierten das Transplantat direkt anatomisch (HAD_{BIO}) oder semi-anatomisch (HAD_{TIT}) (gelenknah), während in der dritten die Transplantatfixation indirekt nicht-anatomisch (extrakortikal) erfolgte (HEI_{Button}) (Abbildung 21).

In den beiden direkten Rekonstruktionstechniken des VKB wurde eine Interferenzschraubenverankerung des Transplantates in den ossären Tunneln durchgeführt. Die Techniken unterschieden sich in der Art der Einbringung der Interferenzschrauben. In HAD_{BIO} erfolgte die Schraubeneinbringung in inside-out Technik, während in der Gruppe HAD_{TIT} die Schraube von außen in Richtung Gelenkspalt (outside-in) eingebracht wurde. Ein weiterer Unterschied bestand in der Positionierung der tibialen Interferenzschraube, nämlich anatomisch direkt am Gelenkspalt in Verbindung mit einem Knochenblock (HAD_{BIO}) (Abbildung 19), bzw. semi-anatomisch proximal des tibialen Tunnelausganges ohne Knochenblock (HAD_{TIT}) (Abbildung 20). Schließlich unterschieden sich die Materialien der verwandten Interferenzschrauben: *biodegradierbare* Poly-(D,L-laktid) (HAD_{BIO}) und *Titan* (HAD_{TIT}).

In der indirekten Rekonstruktionstechnik des VKB nach Rosenberg (HEI_{Button}) wurde eine Fixation des gevierfachen Transplantates über Band-Knopf (Button) (femoral) und Faden-Schrauben Verbindungen (tibial) erreicht.

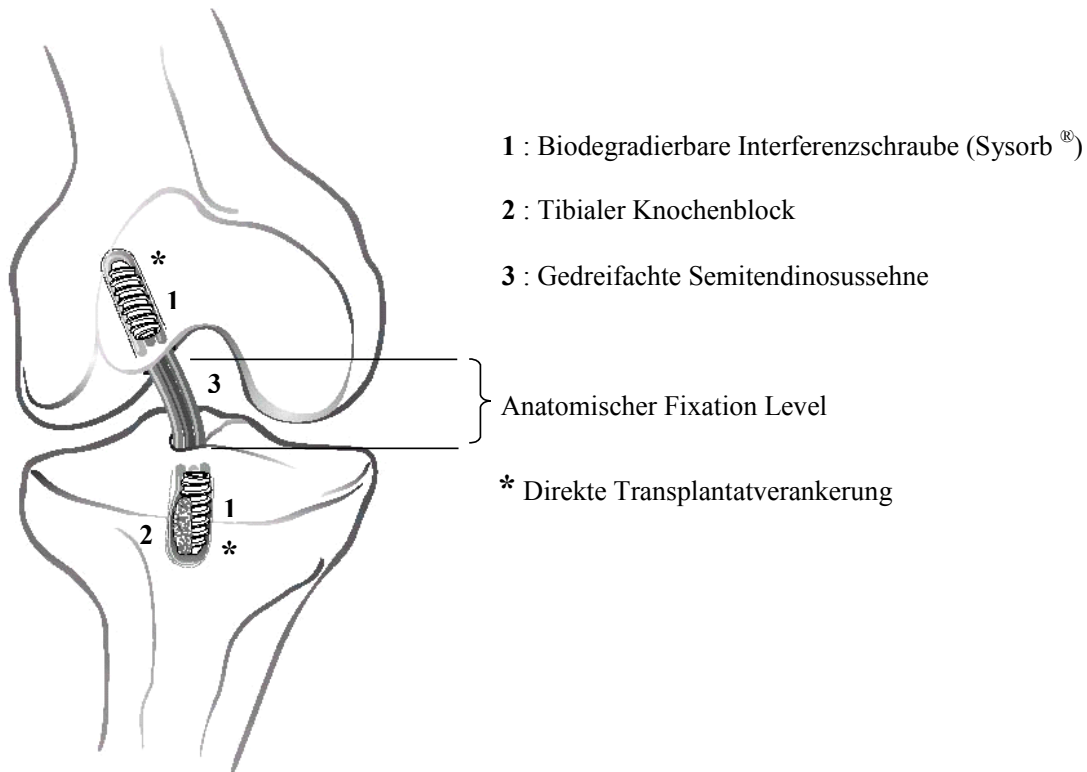


Abbildung 19: Technik HAD_{BIO}

- 1 : Titaninterferenzschraube (RCITM)
- 2 : Gevierfachte Hamstringsehne
(Gedoppelte Semitendinosus- und Gracilissehne)
- Anatomischer Fixationslevel
- Semi-Anatomischer Fixationslevel
- * Direkte Transplantatverankerung

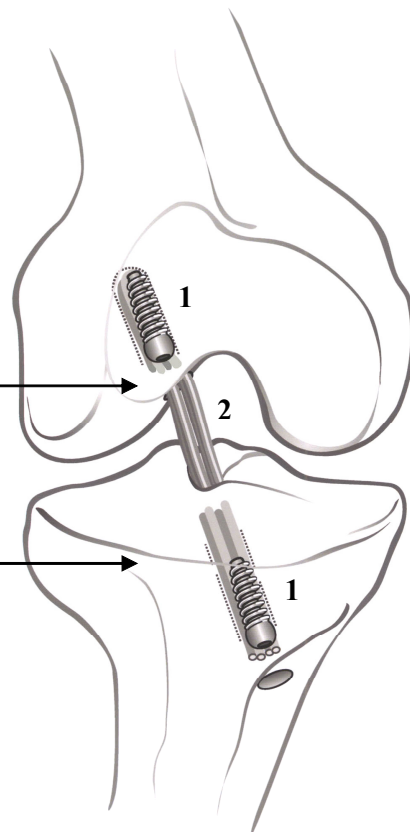


Abbildung 20: Technik HAD_{TIT}

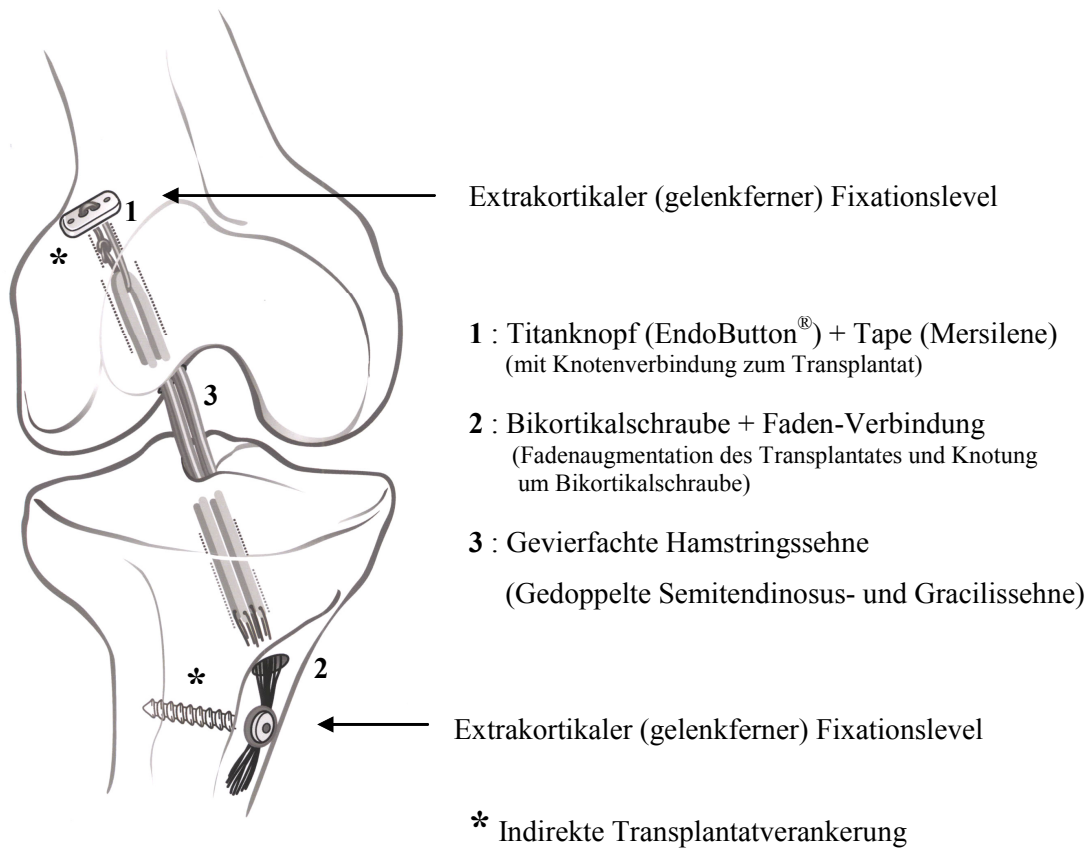


Abbildung 21: Technik HEI_{BUTTON}

TECHNIK NACH STÄHELIN UND WEILER (HAD_{BIO})

In dieser Technik ¹⁶⁷ (Abbildung 19) wurde eine gedreifachte Semitendinosussehne mit Knochenblock verwendet, die sowohl femoral als auch tibial mit jeweils einer biodegradierbaren poly-(D,L-lactide) Interferenzschrauben (Sysorb®, Sulzer Medica Orthopaedics Ltd., Muensingen, Schweiz) fixiert wurde. Die Verankerung des Transplantates erfolgte anatomisch, das bedeutet so gelenknah wie möglich. Durch serielle Dilatation wurden die zur Positionierung des Transplantates notwendigen Knochentunnel femoral und tibial vom Gelenkspalt ausgehend geschaffen. Dies erklärt die Bezeichnung der Technik als „all-inside“ ¹³³. In dieser Studie wurden die Rekonstruktionen nicht arthroskopisch wie in der klinischen Situation, sondern offen durchgeführt.

TRANSPLANTAT

Die mit einem Knochenblock entnommene Semitendinosussehne wurde nach dem Auftauen auf einen Präparationstisch (GraftMaster®, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) gelegt, und sämtliches Muskel- und Bindegewebe wurden vorsichtig mit einer chirurgischen Schere und einem Skalpell entfernt. Die Länge der Sehne wurde vermessen und auf eine Länge von 22 cm gekürzt (inklusive Knochenblock). Mittels eines Rongeurs wurde der Knochenblock präpariert, so dass ein abgeflachter Zylinder von 2.0 cm x 0.5 cm entstand. In den Knochenblock wurde ein K-Draht (Ø 1,5 mm) in einem Winkel von etwa 5-10° zu seiner Längsachse eingedreht, um das Transplantat später im tibialen Knochentunnel positionieren zu können (Abbildung 22). Danach wurde das freie Sehnenende derart um den Knochenblock gelegt, dass ein Transplantat mit drei Sehnenschenkeln entstand, wobei das freie Sehnenende ungefähr 5 mm kürzer war als die Sehnenschlinge (Abbildung 22).

5 mm entfernt vom Knochenblock wurde mittels eines Skalpells ein ca. 8 mm langer Schnitt in der Sehne gesetzt, durch den das freie Sehnenende gezogen und an der dem Knochenblock gegenüberliegenden Sehnenschlinge vernäht wurde (Abbildung 22).

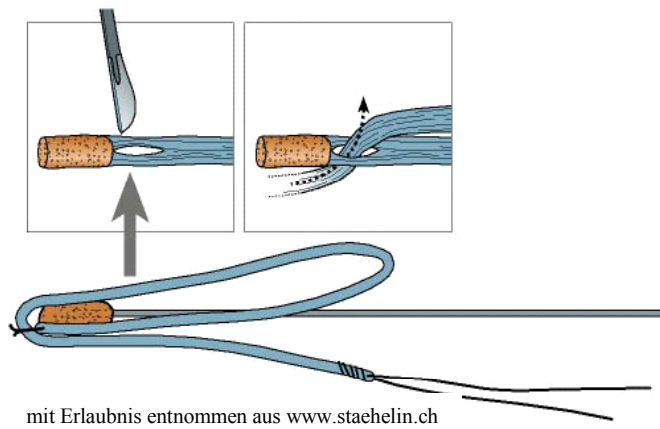
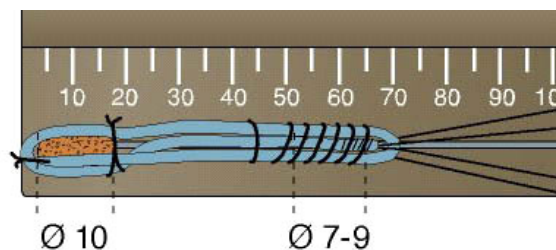
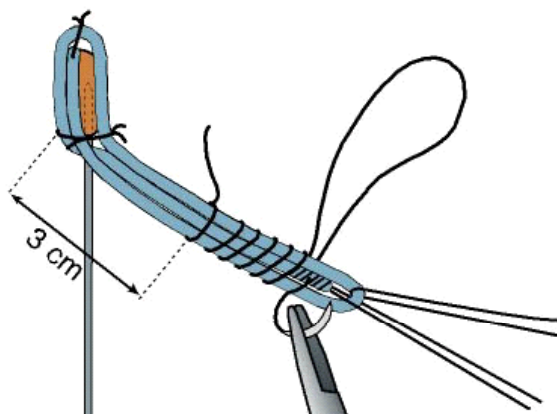


Abbildung 22: Transplantatpräparation HAD_{BIO}

Um ein Verziehen des Transplantates beim Positionieren im femoralen Knochentunnel zu verhindern und eine gleichmäßige Belastung des Transplantates zu gewährleisten, wurde das proximale Ende (mit Knochenblock) auf einer Länge von 2.5 cm mit einer Baseball-Naht (3-0 resorbierbarer Faden) vernäht. Das distale Ende der gedreifachten Sehne wurde ebenfalls auf einer Länge von 2.5 cm mit einem 3-0 resorbierbaren Faden vernäht (Abbildung 23). Dadurch entstand ein 3 cm langer fadenfreier Bereich, der später im Gelenkspalt positioniert wurde.



mit Erlaubnis entnommen aus www.staehelin.ch

Abbildung 23: Transplantat-Präparation

Abbildung 24: Transplantat-Länge

Nach Beendigung der Präparation des Transplantates wurde dessen Durchmesser in Höhe des Knochenblocks und des gegenüberliegenden Sehnenendes gemessen (Abbildung 24). Die Gesamtlänge wurde vermerkt. Zuletzt wurden jeweils zwei No. 5 Ethibond Fäden durch die jeweilige Sehnenschleife gezogen, um das Transplantat in die Knochentunnel ziehen zu

können. Das Transplantat wurde unter maximaler manueller Spannung zehn Mal zyklisch präkonditioniert.

REKONSTRUKTION

Zuerst wurde der tibiale Knochentunnel präpariert. Die Diaphyse der Tibia wurde vertikaler bei leichter Kippung nach dorsal in einer Schraubklemme fixiert. Die Insetionsstelle bzw. der verbliebene Stumpf des VKB auf dem Tibiaplateau wurden aufgesucht. Zur Festlegung einer optimalen, reproduzierbaren Orientierung des tibialen Tunnels wurde als anatomische Orientierungshilfe eine Verbindungslinie zwischen Insetion des vorderen Horn des lateralen Meniskus und des Tuberculum intercondylare mediale herangezogen. An der Stelle, an der diese Linie den posteromedialen Aspekt der ursprünglichen Insetion des VKB kreuzte, wurde mittels eines Filzmarkers die zukünftige Position des tibialen Tunnelzentrums markiert.

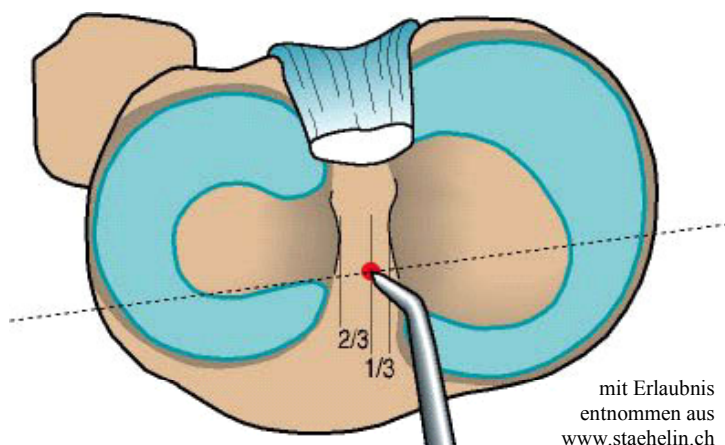


Abbildung 25: Tunnelposition Tibiaplateau

Dieses genau standardisierte Vorgehen war wichtig, um eine zu anterior gewählte Tunnelposition zu vermeiden, die zu einem Berühren des Transplantates am Dach der Fossa intercondylaris des Femurs bei Streckung hätte führen können, was klinisch als sogenanntes “Notch-Impingement” beschrieben ist und bei der biomechanischen Testung in 30° Beugung ebenfalls die mechanischen Eigenschaften dieses Rekonstruktionskonstruktes beeinflussen würde.

Mittels eines Sysorb™ Schraubenziehers wurde parallel zur Längsachse der Tibia ein kurzer Pilottunnel (ca. 20 mm tief) in die Spongiosa gedreht. Dieser wurde dann sequentiell mit Knochendilatatoren (Ø 4,6,7,8,9 mm) auf einen Durchmesser von 10 mm und eine Tiefe von 25 mm aufgeweitet. Knochendebris wurde von den Rändern des Tunneleinganges entfernt und eine Kerbe an der antero-lateralen Begrenzung gestanzt, die ein späteres Verwickeln des Transplantats um die Interferenzschraube verhindern sollte.

Mit Hilfe des im Knochenblock verankerten K-Drahtes wurde das Transplantat in den Tunnel vorgeschoben. Die Transplantatfixation wurde erreicht mit Hilfe einer biodegradierbaren poly-(D,L-lactide) Interferenzschraube (Sysorb®, Sulzer Medica Orthopaedics Ltd., Muensingen, Schweiz), die zwischen Transplantat und Tunnelwand eingebracht wurde. Beim Einbringen der Interferenzschraube wurde das Transplantat unter maximaler Spannung gehalten, um ein Verdrehen während der Schraubeninsertion zu verhindern.

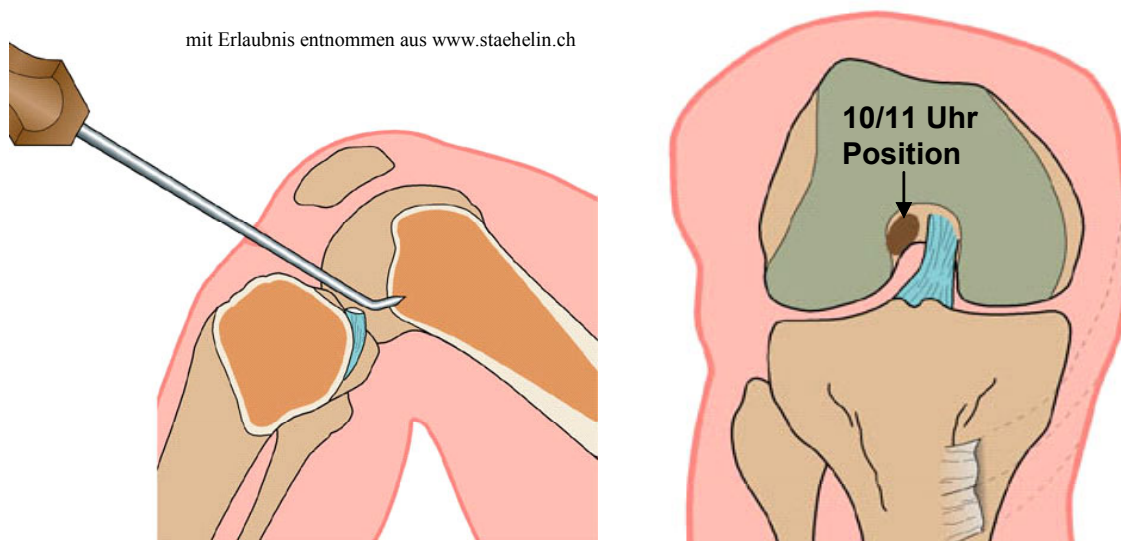


Abbildung 26: Femorale Tunnelposition

Zur Präparation des femoralen Tunnels wurde der Femurschaft in einem Winkel von 60° zwischen seiner Längsachse und Tischebene in einer Schraubzwinde fixiert. Sämtliches Bindegewebe wurde vom Dach der Fossa intercondylaris entfernt. Die posteriore knöcherne Kante auf der lateralen Seite der Fossa wurde palpiert und 5 mm anterior davon mit der Spitze des Sysorb™ Schraubenziehers die Position des femoralen Knochentunnels markiert (Abbildung 26). In 1-2 Uhr bei einem linken bzw. in 10-11 Uhr Position (Abbildung 26) bei

einem rechten Kniegelenk wurde dann ein ca. 3 cm tiefer Pilotunnel in die Spongiosa des Femurs gedreht. Analog dem tibialen Tunnel entstand ein 35 mm tiefer und dem Transplantatdurchmesser entsprechender femoraler Knochentunnel durch Dilatation mittels Knochendilatatoren zunehmenden Durchmessers (beginnend mit 5 mm). Um das spätere Einziehen des Transplantates in den Knochentunnel zu ermöglichen, wurde ein Ösendraht (\varnothing 2,4 mm) im Tunnelzentrum bis durch den femoralen Kortex gebohrt. Im ventrokranialen Bereich der Kante des Tunneleinganges wurde mit Hilfe eines Schraubenziehers eine Kerbe gestanzt (Durchmesser 1mm), um ein Verwickeln der Sehne um die Interferenzschraube bei deren Einbringen verhindern zu können. Das knochenblockfreie Ende des Transplantates wurden mittels der Haltefäden und des Ösendrahtes 2.5 cm tief in den femoralen Knochentunnel gezogen und eine Spiralenwaage an den Haltefäden befestigt.

mit Erlaubnis entnommen aus www.staehelin.ch

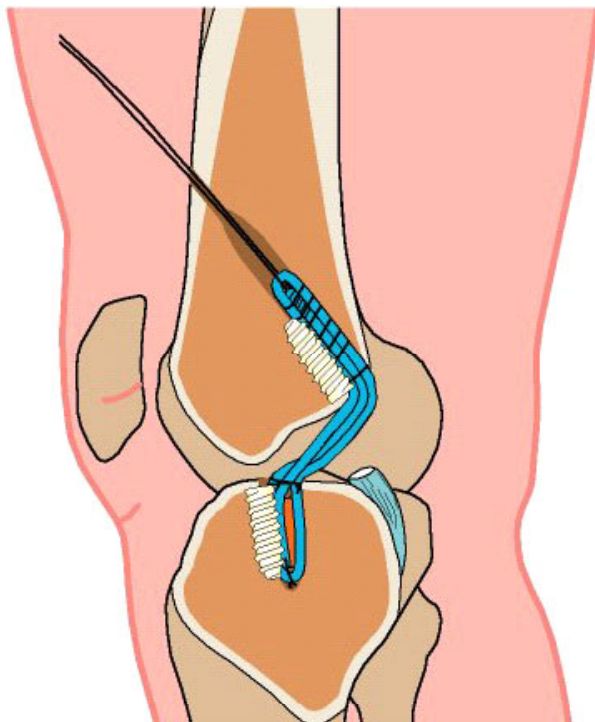


Abbildung 27: Rekonstruierte Kniegelenk

Das Kniegelenk wurde in einer Beugung von 30° fixiert. Mit einer Kraft von 60 N wurde das Transplantat dann in Verlängerung seiner Längsachse für 2 Minuten statisch vorgespannt. Unter Aufrechterhaltung der Vorspannung wurde dann femoral das Transplantat ebenfalls mit einer biodegradierbaren Poly-(D,L-laktid) Interferenzschraube fixiert (Abbildung 15). Die

Spiralenwaage wurde entfernt und das rekonstruierte Kniegelenk in maximale Extensionsstellung gebracht, um die Position des Transplantates zu überprüfen und ein Anschlagen des VKB-Transplantates am Dach der Fossa intercondylaris auszuschließen (Abbildung 27). Direkt danach wurde das VKB rekonstruierte Kniegelenk bis zur biomechanischen Testung in mit physiologischer Kochsalzlösung (0.9%) getränkte Gazetücher gewickelt.

TECHNIK NACH PINCZEWSKI (HAD_{TIT})

In dieser Technik ^{95,157} (Abbildung 20) wurden als Transplantat für das VKB eine Semitendinosus- und eine Gracilissehne entnommen, die gedoppelt wurden, so dass ein Transplantat mit vier Sehnenschenkeln entstand. Die Transplantatverankerung erfolgte sowohl femoral als auch tibial in ossären Tunneln mit Titaninterferenzschrauben (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA), wobei femoral anatomisch (gelenknah) und tibial semi-anatomisch, mit dem Schraubenkopf im Knochentunnel, allerdings nah am Tunnelausgang, am tibialen Kortex verankert wurde.

TRANSPLANTAT

Analog der Technik nach Stähelin und Weiler wurden nach dem Auftauen der Semitendinosus- und Gracilissehne auf einem Präparationstisch (GraftMaster®, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) sämtliches Muskel- und Bindegewebe entfernt. Die Länge der Sehnen wurde vermessen und jeweils auf eine Länge von 22 cm gekürzt. Beide Sehnen wurden gedoppelt und ineinander gelegt, so dass ein Transplantat mit vier Sehnenschenkeln und einer Länge von 110 mm entstand (Abbildung 28). Beide Transplantatenden wurden auf einer Länge von 30 mm mit einer Baseballstichnaht (No.2 Vicryl Fäden) vernäht. Jeweils zwei Nr. 5 Ethibond Fäden wurden durch die jeweiligen Enden des Transplantates gezogen, um ein Platzieren im Knochentunnel zu ermöglichen. Zuletzt wurde der Durchmesser des Sehnentransplantates gemessen und vermerkt.

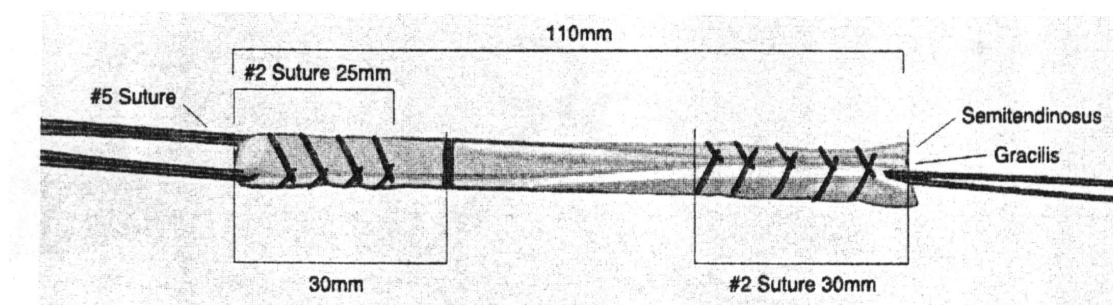


Abbildung 28: Transplantat Präparation (HAD_{TIT})

REKONSTRUKTION

Die Rekonstruktion wurde nach Beendigung der Testung des intakten VKB durchgeführt, so dass keine physische Verbindung zwischen Femur und Tibia bestand.

Die Rekonstruktion wurde mit der Bohrung des femoralen Knochentunnels begonnen. Dafür wurde sämtliches Bindegewebe aus der Fossa intercondylaris entfernt, so dass die hintere Kante des Dachs der Fossa gut einsehbar war. Der Femur wurde in eine Schraubzwinde gespannt, wie zuvor beschrieben. Ein Pilotunnel von 4.5 mm Durchmesser wurde 5 mm anterior der hinteren Kante des Dachs der Fossa intercondylaris gebohrt. Dabei wurde der Bohrtunnel in Richtung des lateralen femoralen Kortex in 11 Uhr (rechte Knie) bzw. 1 Uhr (linkes Knie) Richtung orientiert. Mit einem Bohrer, der einen dem Transplantat entsprechenden Durchmesser aufwies, wurde ein 30 mm tiefer femoraler Knochentunnel entlang eines vorher platzierten Führungsdrahtes geschaffen. Analog der Technik nach Stähelin und Weiler wurde auch die Position des tibialen Knochentunnels festgelegt. Mit Hilfe des RCI-Bohrsystems (Acufex® Director RCI Endoscopic Drill Guide System, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) entstand zuerst ein 4.5 mm weiter Pilotunnel, ausgehend vom tibialen Kortex in Richtung des tibialen Plateaus. Der Tunnel wurde dann mit einem dem Transplantatdurchmesser entsprechenden Bohrer entlang eines im Knochentunnel positionierten Führungsdrahtes erweitert. Die Sehnenschleife des Transplantates wurde 3 cm tief in den femoralen Knochentunnel gezogen und unter Zug an den Haltefäden mit einer rundköpfigen, weichgewindigen RCI Interferenzschraube (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) (Abbildung 16) fixiert. Auf der tibialen Seite wurde das Transplantat in den Knochentunnel gezogen und, nach Befestigung einer Spiralleiste, mit 60 N für 2 Minuten vorgespannt. Direkt danach wurde das Transplantat, unter Erhaltung der Vorspannung, mit einer zweiten RCI Interferenzschraube fixiert. Diese wurde dabei derart zwischen Tunnelwand und Transplantat platziert, dass der rundköpfige Schraubenkopf unmittelbar am Tunnelausgang im tibialen Kortex zu liegen kam.

Nach Beendigung der Verankerung des Transplantates wurde die Spiralwaage entfernt und das rekonstruierte Kniegelenk in maximale Streckstellung gebracht, um die Position des Transplantates zu überprüfen.

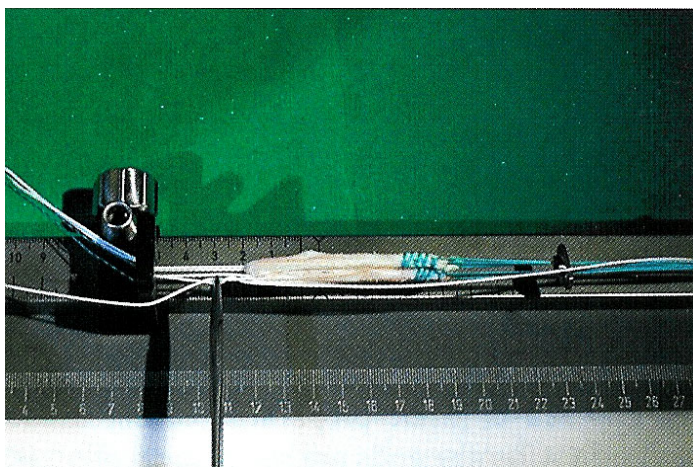
In physiologische Kochsalzlösung (0.9%) getränkte Gazetücher wurden um das Transplantat und Knie gewickelt. Darauf folgte die sofortige biomechanische Testung.

TECHNIK NACH ROSENBERG (HEI_{BUTTON})

In dieser Technik ^{31,16} (Abbildung 21) wurden eine Semitendinosus- und Gracilissehne gedoppelt, so dass ein Transplantat mit vier Sehnenschenkeln entstand. Die femorale Transplantatverankerung erfolgte indirekt und nicht-anatomisch (gelenkfern) durch eine Band-Titanknopf (EndoButton®, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) Verbindung am femoralen Kortex. Tibial erfolgte die Verankerung ebenfalls indirekt und gelenkfern über an den freien Transplantatenden augmentierte Fäden, die um eine im tibialen Kortex platzierte Bikortikalschraube geknotet wurden.

TRANSPLANTAT

Eine Semitendinosus- und Gracilissehne wurden nach dem Auftauen auf einen Präparationstisch (Graft Master, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) von sämtlichem Muskel- und Bindegewebes befreit. Die Länge der Sehnen wurde vermessen und auf eine Länge von 24 cm gekürzt. Beide Sehnen wurden gedoppelt und übereinander gelegt, so dass ein Transplantat mit vier Sehnenschenkeln und einer Länge von 120 mm entstand (Abbildung 29). Das Transplantat wurde dann über ein 5 mm breites Mersileneband (Ethicon, Inc., Johnson and Johnson, Sommerville, NJ) gelegt, das wiederum durch die zwei zentralen Ösen eines Titanknopfes (Endobutton, Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) gezogen und verknotet wurde (Abbildung 21).



aus Strobel, MJ, Manual of Arthroscopic Surgery, Springer, Berlin

Abbildung 29: Transplantat Präparation HEI_{BUTTON}

Ein weiterer No.5 Ethibondfaden wurde am Titanknopf befestigt, um später das Transplantat im femoralen Knochentunnel platzieren zu können. Jedes freie Ende des Transplantates wurde mit je einem No.5 Ethibondfaden mittels eines Baseball-Stitches augmentiert. Der Durchmesser der beiden Transplantatenden wurde vermessen und vermerkt, da der Durchmesser der Knochentunnel dem Transplantat zu entsprechen hatte.

REKONSTRUKTION

Für die Bohrung der Knochentunnel wurde zuerst die Tibia in einer Schraubklemme fixiert. Ausgehend vom tibialen Kortex, ungefähr 2 cm medial und 1 cm distal der Tuberositas tibiae, wurde mittels eines Zielgerätes ein dem Durchmesser des verwendeten Transplantates entsprechender Tunnel gebohrt, dessen Ausgang in der ursprünglichen Insertion des intakten VKB im Bereich des Vorderhorn des Außenmeniskus lag. Danach wurde das Kniegelenk maximal bis etwa 120° gebeugt und die posteriore Kortikalis der lateralen Fossa intercondylaris aufgesucht und 5 mm ventral davon in 11 Uhr (rechte Kniegelenk) oder 1 Uhr (linke Kniegelenk) Position ein 3 cm tiefer femoraler Knochentunnel gebohrt, dessen Durchmesser ebenfalls dem verwendeten Transplantat entsprach. Um das Einziehen des Transplantates und dessen Verblockung mittels des Titanknopfes zu ermöglichen, wurde der Tunnel mit einem Bohrer von 4.5 mm Durchmesser bis auf den femoralen Kortex verlängert. Das Transplantat wurde transtibial in den femoralen Knochentunnel gezogen bis der Titanknopf auf dem femoralen Kortex aufliegen konnte. Das Kniegelenk wurde in Streckung gebracht und eine Bikortikalschraube distal des tibialen Tunnelausganges in den Knochen eingebracht. Die an den freien Sehnenenden augmentierten No.5 Ethibondfäden wurden an einer Spiralwaage fixiert und das Konstrukt wurde einem manuellen statischen Präkonditionieren mit 60 N für 2 Minuten unterzogen, um ein Setzen der verwendeten Faden- und Band-Sehnen Verbindungen sowie der Knoten zu ermöglichen. Danach wurde jeder der Ethibondfäden dreifach um die Bikortikalschraube geknotet, und mittels eines metallenen Washers am Knochen kompaktiert (Abbildung 21).

Das rekonstruierte Kniegelenk wurde in mit physiologischer Kochsalzlösung (0.9%) getränkte Gazetücher gewickelt und bis zur biomechanischen Testung feucht gehalten.

BIOMECHANISCHE TESTUNG

MATERIALTESTMASCHINE

Die biomechanische Testung wurde auf einer Zwick Materialtestmaschine (Modell 1455, Zwick GmbH & Co.) durchgeführt. Diese Materialtestmaschine gestattet Testserien unter Zug, Kompression und Rotation. Da im Rahmen dieser Studie eine biomechanische Testung ausschließlich unter uniaxialer Zugbelastung stattgefunden hat, beziehen sich die folgenden technischen Angaben nur auf diesen Testmodus. Die Messgenauigkeit für uniaxiale (vertikale) Translation betrug 0.005 mm. Die Materialtestmaschine war mit einer Kraftzelle der Kapazität von 20 kN ausgerüstet, die eine Messgenauigkeit von $\pm 0,12\%$ hatte. Sämtliche Messdaten wurden zu einem Personal Computer übertragen, auf dem mit der Zwick PC-Software eine Datenspeicherung durchgeführt werden konnte.

VERSUCHSAUFBAU

Die VKB intakten bzw. rekonstruierten Kniegelenke wurden in zwei Aluminiumklemmen fixiert, die speziell für diese Versuchsreihe hergestellt worden waren. Dabei wurde das Femur in 30° Beugung relativ zur Längsachse der Tibia positioniert (Abbildung 30), um eine möglichst homogene Kraftverteilung über den Kreuzbandquerschnitt zu simulieren¹¹¹ (siehe Abschnitt 1.5.3 Testtyp). Es wurde darauf geachtet, dass die Ausrichtung des VKB bzw. seines Transplantats seiner anatomischen Orientierung entsprach. Vor Testung des intakten VKB wurden sämtliche verbliebenen Weichteilstrukturen (Menisken, Seitenbänder und Kapselstrukturen) entfernt, so dass nur noch das VKB eine physikalische Verbindung zwischen Femur und Tibia darstellte. Die Tibia wurde auf dem beweglichen Tisch der Materialtestmaschine fixiert, der in vertikaler Richtung bewegt werden konnte (Abbildung 30). Die biomechanische Testung fand unter Erhaltung eines Freiheitsgrades statt, was bedeutet, dass sowohl Translationsbewegungen nach medial-lateral und proximal-distal als auch sämtliche Rotationsbewegungen (Innen-, Außenrotation, Valgus-Varus Rotation, Beugung-Streckungs Rotation) unterbunden wurden. Vor dem Festlegen der Ausgangs- bzw.

Nullstellung von Femur und Tibia wurde kontrolliert, dass kein ossärer Kontakt zwischen den femoralen Kondylen und dem tibialen Plateau während des Tests der vorderen Schublade bestehen konnte. Die Nullstellung des Femur relativ zur Tibia wurde festgelegt, indem die Tibia bis zu einer Vorlast von 5.0 N nach anterior bewegt wurde. Um diese Nullstellung nach jedem Belastungszyklus wieder einnehmen zu können, wurde an dieser Position ein Metallblock am Wegaufnehmer der Materialtestmaschine platziert (siehe Abbildung 30).

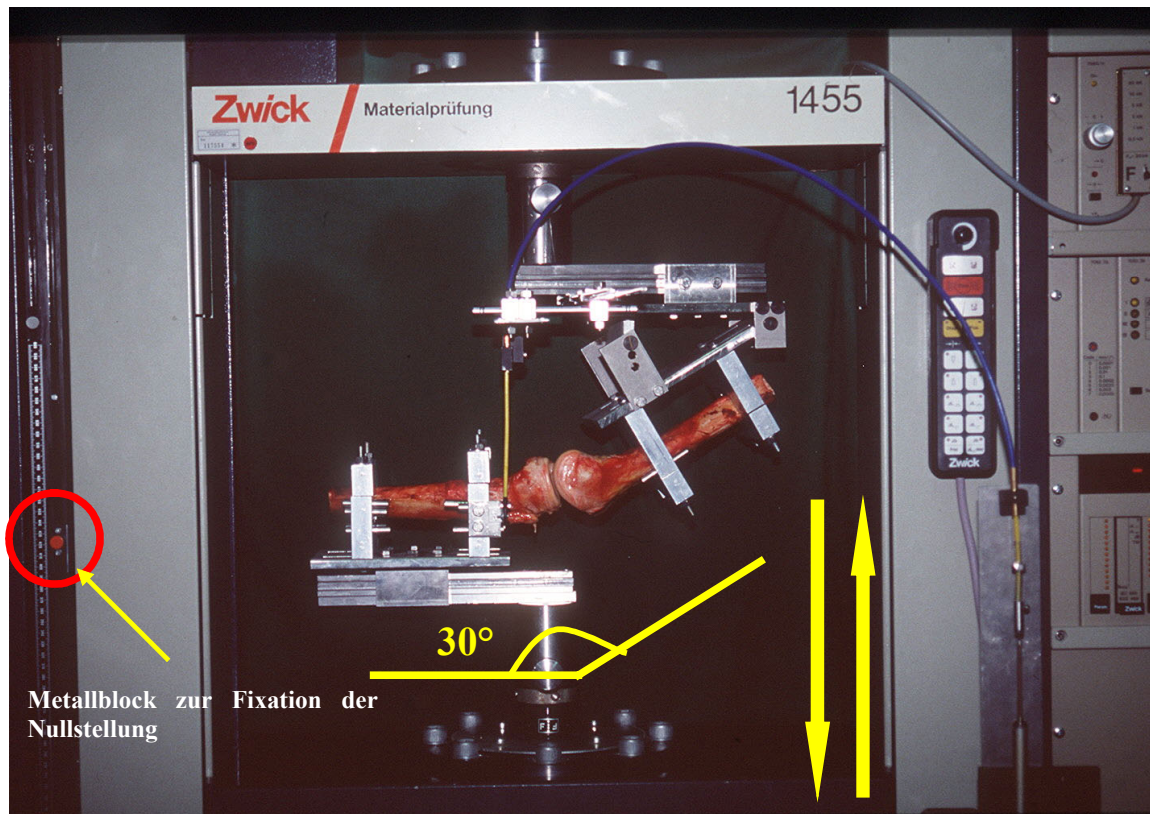


Abbildung 30: Versuchsaufbau Materialtestmaschine

TEST-PROTOKOLL

Im Rahmen der biomechanischen Testung wurde eine Simulation der vorderen Schublade des Kniegelenkes mit einer Relativbewegung der Tibia gegenüber dem Femur durchgeführt. Die Geschwindigkeit der Translationsbewegung betrug 300 mm/min. Ein zyklischer, inkrementaler Belastungsmodus wurde gewählt. Bei einer nach anterior gerichteten Vorlast von 5 N wurde die initiale Nullstellung festgelegt, die am Ende eines jeden Zyklus wieder eingenommen wurde. Das Kniegelenk wurde während des ersten Zyklus bis zu einer Kraft von 100 N belastet. Jeder darauf folgende Zyklus erfolgte mit einem inkrementalen Anstieg der Belastung von 20 N bis ein Versagen des intakten VKB bzw. seiner Rekonstruktionen erfolgte. Für jeden Zyklus wurde ein Kraft-Strecke Diagramm aufgezeichnet und gespeichert. Der Versagensmodus wurde schriftlich vermerkt.

MESSGRÖßEN

Von den Daten des Kraft-Strecke Diagramms wurden die Steifigkeit, die absorbierte Energie, die Auslenkung des Kniegelenkes am Endpunkt des jeweiligen Zyklus und die Laxizitätszunahme bei den Zyklen bis 100 N, 200 N, 300 N und 400 N berechnet. Außerdem wurden die maximale Steifigkeit und Kraft für die jeweiligen Verankerungstechniken und die VKB-intakten Kniegelenke sowie der Versagensmodus bestimmt.

Die Steifigkeit wurde definiert als die Steigung der Kraft-Strecke Hysteresekurve während der Belastung im Bereich zwischen 30% und 90% der am Endpunkt des jeweiligen Zyklus erreichten Kraft. Die absorbierte Energie wurde berechnet aus der von der Hysteresekurve eingeschlossenen Fläche und beschreibt das Be- und Entlastungsverhalten der getesteten Kniegelenke.

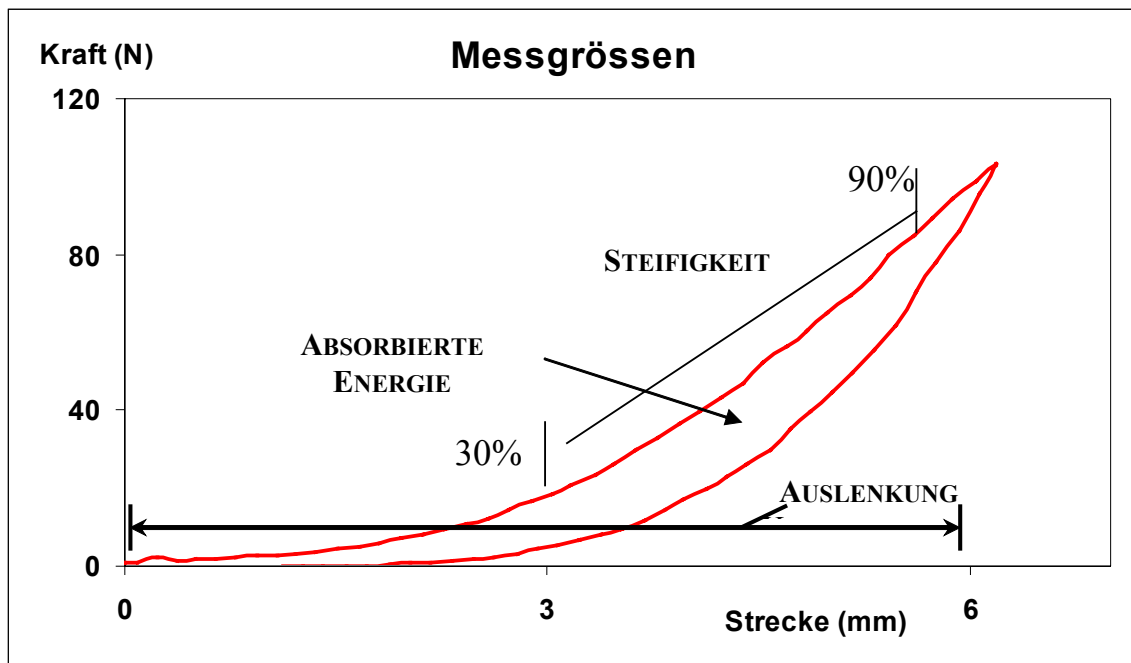


Abbildung 31: Messgrößen

Die Laxizitätszunahme wurde als Parameter zur Bestimmung des nicht-reversiblen Fixationsverlustes der Rekonstruktionstechniken eingeführt (Abbildung 32).

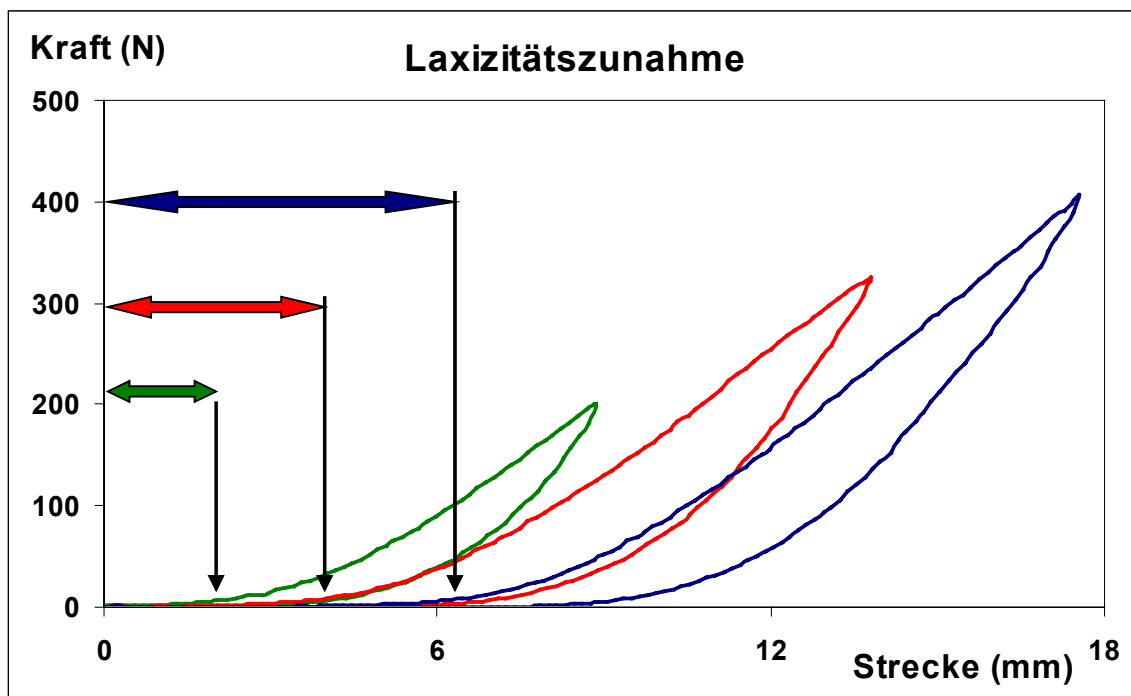


Abbildung 32: Laxizitätszunahme

Dieser Parameter wurde definiert als die Strecke zwischen der initialen Nullstellung, gemessen bei der Vorlast von 5 N vor dem ersten Zyklus, und der Position während der

Belastung, an der eine konstant ansteigende Kraft gemessen werden konnte. Die Laxizitätszunahme wurde bestimmt bei den Belastungszyklen bis 200 N, 300 N und 400 N.

Die Maximalwerte für Steifigkeit und Kraft wurden vom Kraft-Strecke Diagramm des letzten Zyklus vor dem Versagen des jeweiligen rekonstruierten oder intakten Kniegelenkes bestimmt.

AUSWERTUNG

EDV (SOFTWARE)

Für die Aufzeichnung und Speicherung des Kraft-Strecke Diagramms wurde die Zwick-PC Software (Version 7047.5b / 7047.17b / 7047.7b) verwendet. Die Daten wurden in ein selbstentwickeltes Microsoft® Visual Basic 5.0 Programm importiert und die strukturellen Eigenschaften Steifigkeit, absorbierte Energie, Auslenkung am Endpunkt, Laxizität und applizierte Kraft analysiert. Datentabellen mit den Ergebnissen der Versuche wurden mit Microsoft® Excel 97 erstellt.

Die statistische Auswertung der Daten wurde mit einem statistischen Softwarepaket, Spss, Version 7.5, durchgeführt.

STATISTIK

Die Daten der biomechanischen Testungen wurden in der jeweiligen Gruppe auf Normalverteilung mit dem Kolmogorow-Smirnow Test untersucht. Da keine Normalverteilung gefunden werden konnte, wurde die statistische Analyse mit dem nicht-parametrischen Mann-Whitney-U Wilcoxon rank sum test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde dabei bei $p < 0.05$ festgelegt.

3 ERGEBNISSE

ZYKLISCHE BELASTUNGSTESTS

In der Gruppe HAD_{BIO} wurden die Daten der biomechanischen Testung eines Kniegelenkes aufgrund eines technischen Defektes gelöscht, so dass eine statistische Auswertung in dieser Gruppe nur für sieben ($n = 7$) Kniegelenke durchgeführt werden konnte.

Während der zyklischen Belastungstests verringerte sich die Anzahl der Kniegelenke mit intakter Rekonstruktion in der Gruppe HAD_{BIO} auf $n = 4$ bzw. $n = 3$ bei den Belastungsstufen 300 N bzw. 400 N. In der Gruppe HAD_{TIT} hatte sich die Anzahl der intakten Rekonstruktionen auf $n = 4$ bzw. $n = 1$ bei den Belastungsstufen 200 N bzw. 300 N vermindert, so dass eine statistische Auswertung nur für die Daten der Zyklen bis 100 und 200 N durchgeführt werden konnte. Bei einer Belastung von 400 N hatten alle Rekonstruktionen dieser Gruppe versagt. In der Gruppe HEI_{Button} blieben alle rekonstruierten Kniegelenke bei den Belastungen bis 100 N, 200 N, 300 N und 400 N intakt (Abbildung 33).

Anzahl Kniegelenke

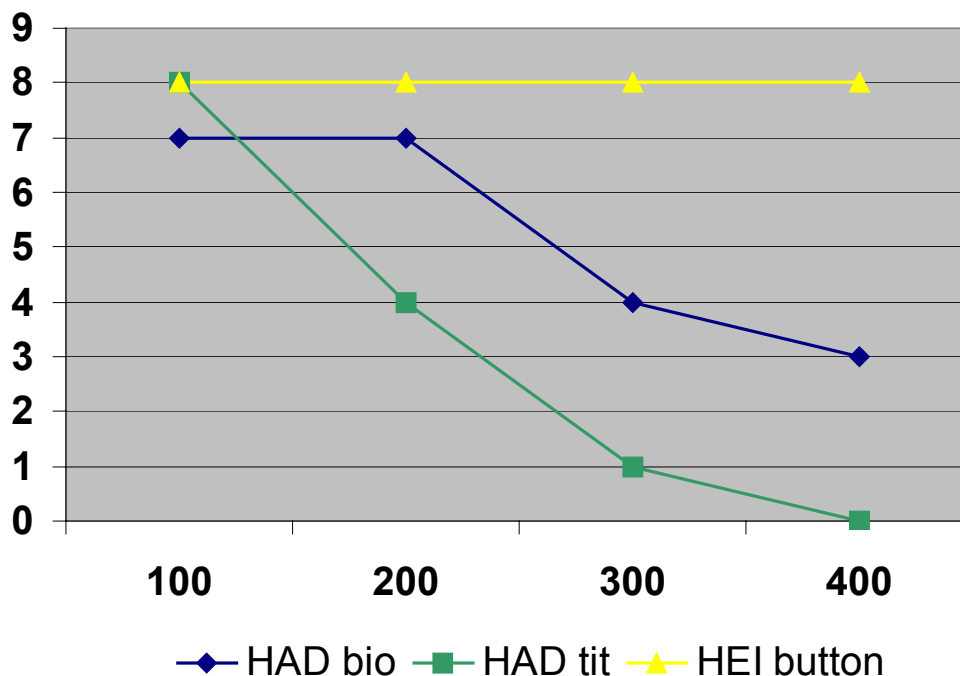


Abbildung 33: Anzahl Kniegelenke intakt

STEIFIGKEIT (ABBILDUNG 34)

Die Steifigkeiten der jeweiligen Gruppen bei den verschiedenen Belastungsstufen sind in **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** wiedergegeben. Die anatomische und direkte Rekonstruktionstechnik HAD_{BIO} resultierte in einer signifikant höheren Steifigkeit im Vergleich zur extrakortikalen, indirekten, Verankerungstechnik HEI_{Button} bei den Belastungszyklen bis 200 N, 300 N und 400 N ($p < 0.05$). Die zweite semi-anatomische und direkte Verankerungstechnik HAD_{TIT} zeigte weder signifikante Unterschiede im Vergleich zu HAD_{BIO} noch zu HEI_{Button}. Die Steifigkeit aller rekonstruierten Kniegelenke war signifikant niedriger ($p < 0.05$) als die der VKB intakten Kniegelenke bei allen Belastungsstufen.

Tabelle 3-1: Steifigkeit

Belastungszyklus bis	HAD _{BIO}	HAD _{TIT}	HEI _{Button}	VKB
100 N	19,1 (7,0)	20,9 (6,6)	15,1 (4,0)	43,8 (14,6) ^d
200 N	36,0 (5,2) ^c	28,5 (13,7)	23,0 (2,9) ^a	76,3 (17,3) ^d
300 N	48,0 (7,0) ^c	-	30,3 (4,1) ^a	92,6 (21,3) ^d
400 N	58,9 (5,1) ^c	-	38,9 (5,5) ^a	105,4 (19,8) ^d

Steifigkeit (N/mm) (Standardabweichung in Klammern)

a-d präsentieren signifikant unterschiedliche Wertepaare

a: signifikant unterschiedlich von HAD_{BIO}

b: signifikant unterschiedlich von HAD_{TIT}

c: signifikant unterschiedlich von HEI_{Button}

d: signifikant höher als in allen Rekonstruktionstechniken

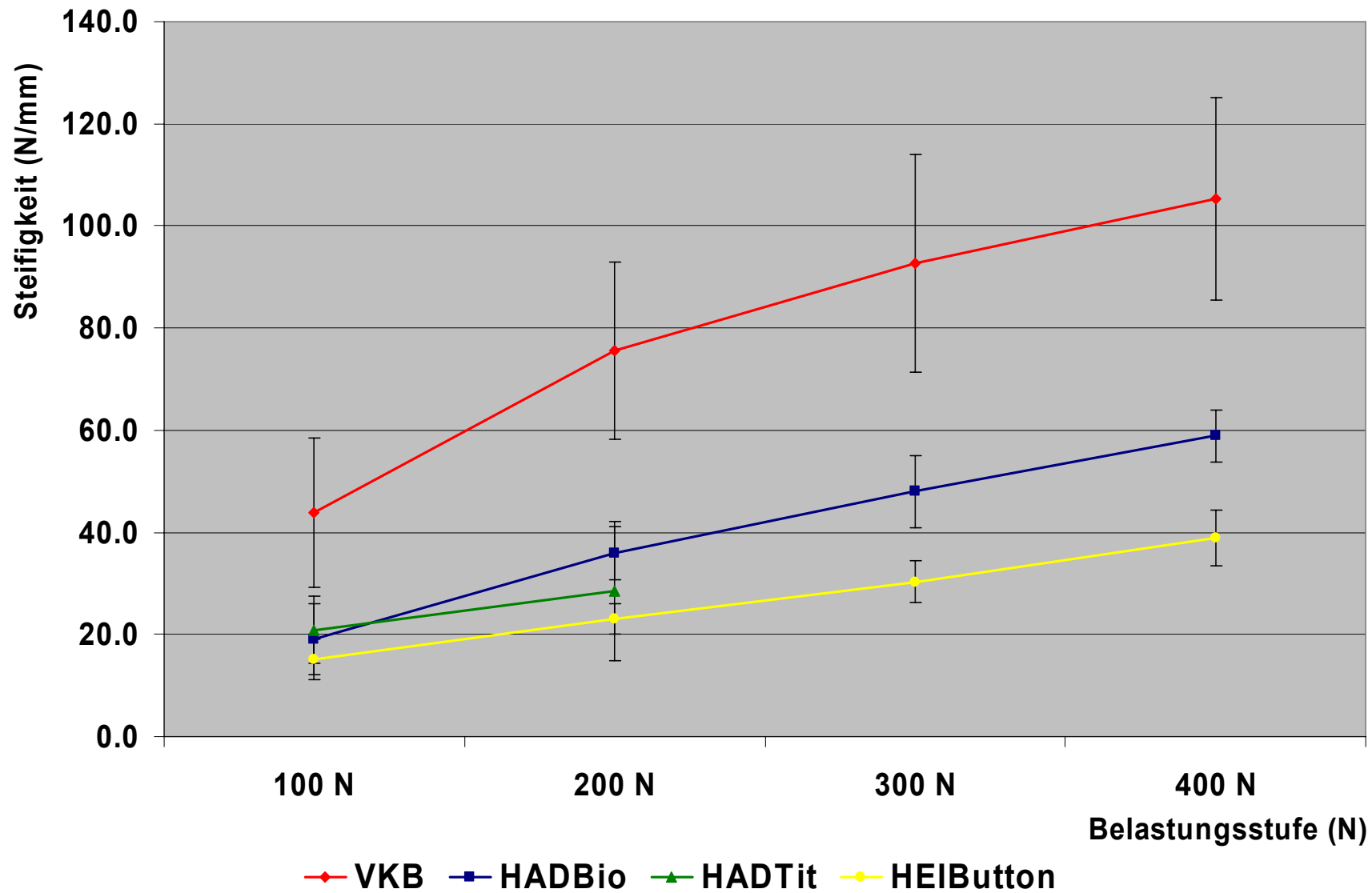


Abbildung 34: Steifigkeit Zyklische Belastung

ABSORBIERTE ENERGIE (ABBILDUNG 35)

Die vom Kniegelenk absorbierte Energie, die aus dem Be- und Entlastungsverhalten der verschiedenen Rekonstruktionstechniken resultiert, ist in **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** wiedergegeben. In Gruppe HAD_{BIO} mit anatomischer und direkter Fixation war dieser signifikant geringer als in der extrakortikalen, indirekten Verankerungsgruppe HEI_{Button} und der semi-anatomisch, direkten Technik HAD_{TIT} ($p < 0.05$). Keine signifikanten Unterschiede konnten zwischen HAD_{TIT} und HEI_{Button} beobachtet werden. Der Energieverlust des VKB intakten Kniegelenkes war signifikant geringer als in allen getesteten Verankerungstechniken ($p < 0.05$).

Tabelle 3-2: Absorbierte Energie

Belastungszyklus bis	HAD _{BIO}	HAD _{TIT}	HEI _{Button}	VKB
100 N	124 (55) ^{b,c}	268 (140) ^a	207 (89) ^a	20 (12) ^d
200 N	279 (99) ^{b,c}	910 (660) ^a	581 (136) ^a	34 (10) ^d
300 N	480 (193) ^c	-	950 (184) ^a	27 (10) ^d
400 N	723 (42) ^c	-	1318 (283) ^a	44 (14) ^d

Absorbierte Energie (mJ) (Standardabweichung in Klammern)

a-d präsentieren signifikant unterschiedliche Wertepaare

a: signifikant unterschiedlich von HAD_{BIO}

b: signifikant unterschiedlich von HAD_{TIT}

c: signifikant unterschiedlich von HEI_{Button}

d: signifikant höher als in allen Rekonstruktionstechniken

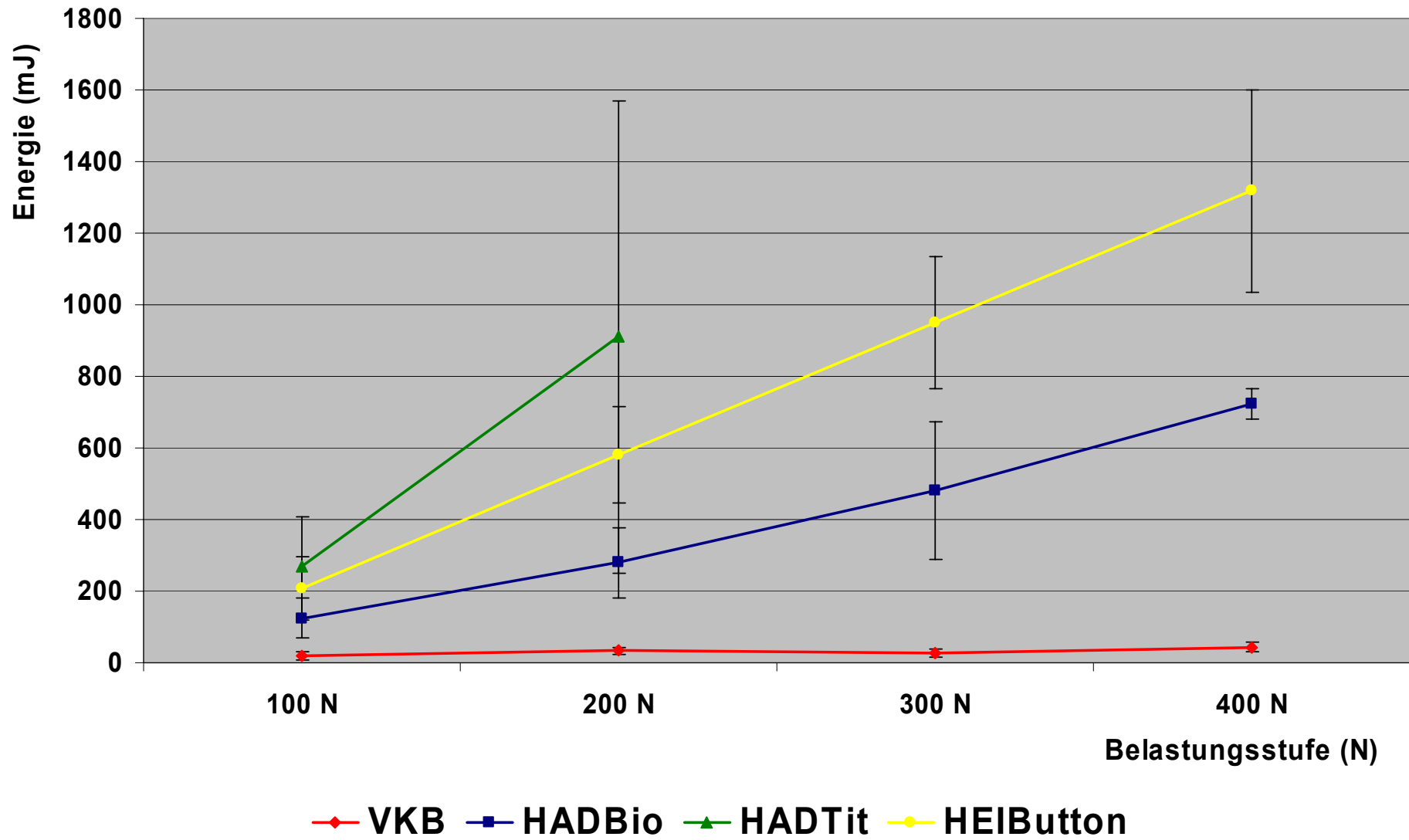


Abbildung 35: Absorbierte Energie

TRANSPLANTATAUSLENKUNG (ABBILDUNG 36)

Die Daten der Transplantatauslenkung der jeweiligen Gruppen sind in der **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** wiedergegeben. In der anatomischen Verankerungstechnik HAD_{BIO} war die gemessene Auslenkung der rekonstruierten Kniegelenke signifikant geringer als in der extrakortikalen Rekonstruktion HEI_{Button} bei den Belastungszyklen bis 200 N und 400 N ($p < 0.05$). In der semi-anatomische Verankerungstechnik HAD_{TIT} wurden signifikant geringere Auslenkungen gemessen bei der Belastung bis 100 N ($p < 0.05$) im Vergleich mit HEI_{Button}. Keine Unterschiede konnten gefunden werden zwischen den Gruppen HAD_{BIO} und HAD_{TIT}. Sämtliche rekonstruierte Kniegelenke unterlagen einer signifikant höheren Auslenkung bei allen Belastungsstufen als das VKB-intakte Kniegelenk ($p < 0.05$).

Tabelle 3-3: Transplantatauslenkung

Belastungszyklus bis	HAD _{BIO}	HAD _{TIT}	HEI _{Button}	ACL
100 N	8,9 (1,8)	6,9 (2,3) ^c	10,7 (3,1) ^b	3,8 (0,7) ^d
200 N	12,4 (2,1) ^c	15,2 (4,0)	18,2 (5,5) ^a	4,5 (1,3) ^d
300 N	18,8 (6,1)	-	25,0 (7,2)	5,6 (1,6) ^d
400 N	20,1 (1,4) ^c	-	31,5 (8,1) ^a	6,3 (1,6) ^d

Transplantatauslenkung (mm) (Standardabweichung in Klammern)

a-d präsentieren signifikant unterschiedliche Wertepaare

a: signifikant unterschiedlich von HAD_{BIO}

b: signifikant unterschiedlich von HAD_{TIT}

c: signifikant unterschiedlich von HEI_{Button}

d: signifikant kleiner als in allen Rekonstruktionstechniken

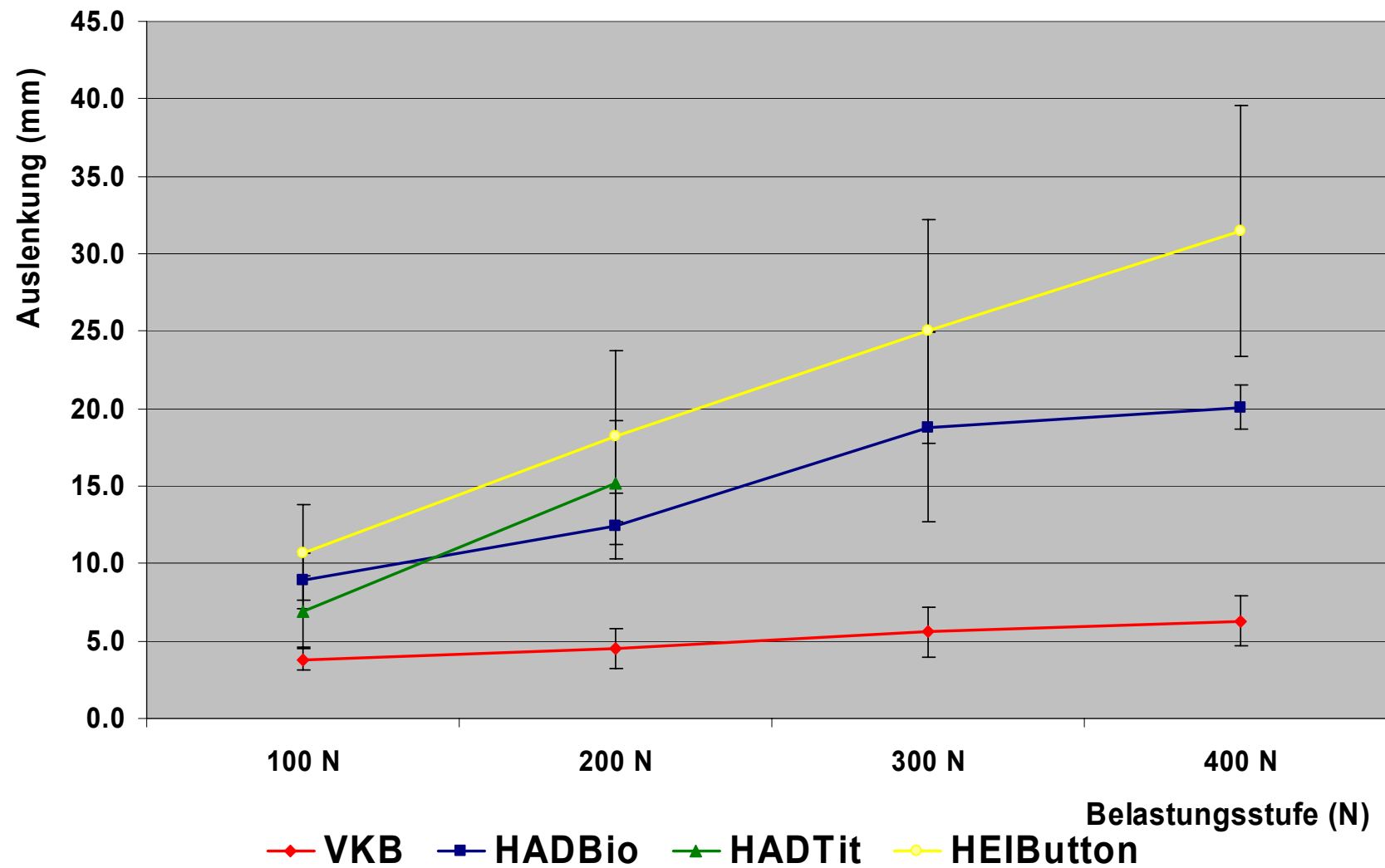


Abbildung 36: Transplantatauslenkung

LAXIZITÄTSZUNAHME (ABBILDUNG 37)

Die Laxizitätszunahme ist ein Parameter für den nicht-reversiblen Verlust der Transplantatfixation. Die Daten der Laxizitätszunahme für die jeweiligen Gruppe können der **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** entnommen werden. Die Laxizitätszunahme der anatomischen, direkten Verankerung HAD_{BIO} war signifikant geringer als in der extrakortikalen und indirekten Rekonstruktion HEI_{Button} bei den Belastungszyklen bis 300 N und 400 N ($p < 0.05$). Keine signifikanten Unterschiede konnten zwischen der Gruppe HAD_{TIT} im Vergleich mit den Gruppen HEI_{Button} und HAD_{BIO} bei den verschiedenen Belastungsstufen gefunden werden.

Tabelle 3-4: Laxizitätszunahme

Belastungszyklus bis	HAD_{BIO}	HAD_{TIT}	HEI_{Button}
200 N	2,6 (2,1)	3,0 (3,8)	4,5 (3,6)
300 N	6,2 (4,8) ^c	-	9,8 (5,3) ^a
400 N	8,0 (0,2) ^c	-	12,4 (3,4) ^a

Laxizitätszunahme (mm) (Standardabweichung in Klammern)

a-c präsentieren signifikant unterschiedliche Wertepaare

a: signifikant unterschiedlich von HAD_{Bio}

b: signifikant unterschiedlich von HAD_{TIT}

c: signifikant unterschiedlich von HEI_{Button}

Laxizität (m m)

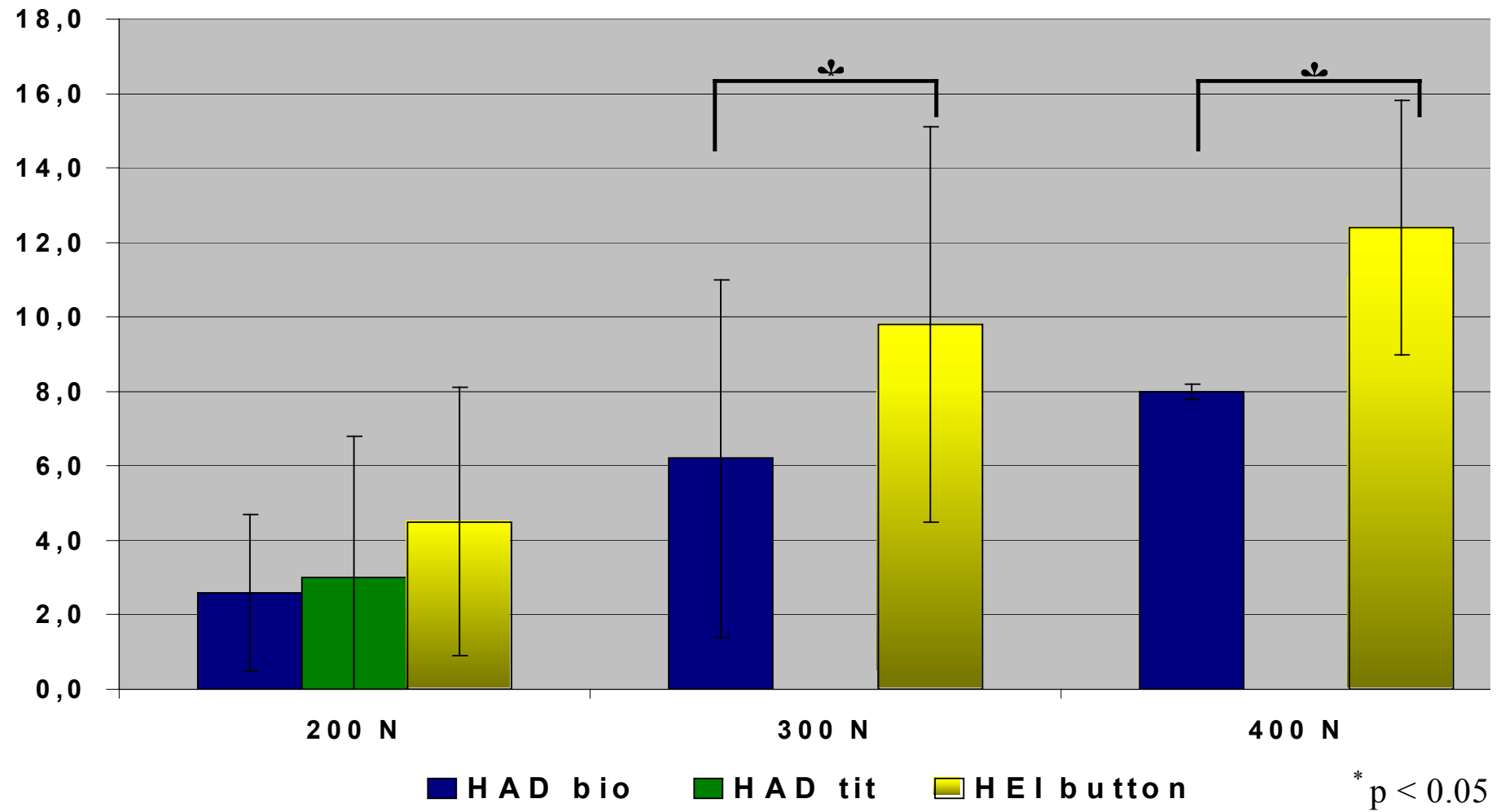


Abbildung 37: Laxizitätszunahme

MAXIMALBELASTUNG

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der biomechanischen Testung bei Maximalbelastung für die jeweiligen Verankerungstechniken und die VKB-intakten Kniegelenke präsentiert. Die Ergebnisse können Tabelle 3-5 entnommen werden.

STEIFIGKEIT

Die maximale Steifigkeit in der Gruppe HAD_{BIO} (52 ± 15 N/mm) war höher als in den beiden anderen getesteten Verankerungstechniken HEI_{Button} (42 ± 10 N/mm) und HAD_{TIT} (35 ± 10 N/mm). Allerdings konnte eine statistische Signifikanz nur für den Vergleich mit der semi-anatomischen Verankerungstechnik HAD_{TIT} gefunden werden ($p < 0.05$). Die Steifigkeit der VKB-intakten Kniegelenke (189 ± 21 N/mm) war signifikant höher als in allen getesteten Verankerungstechniken ($p < 0.05$).

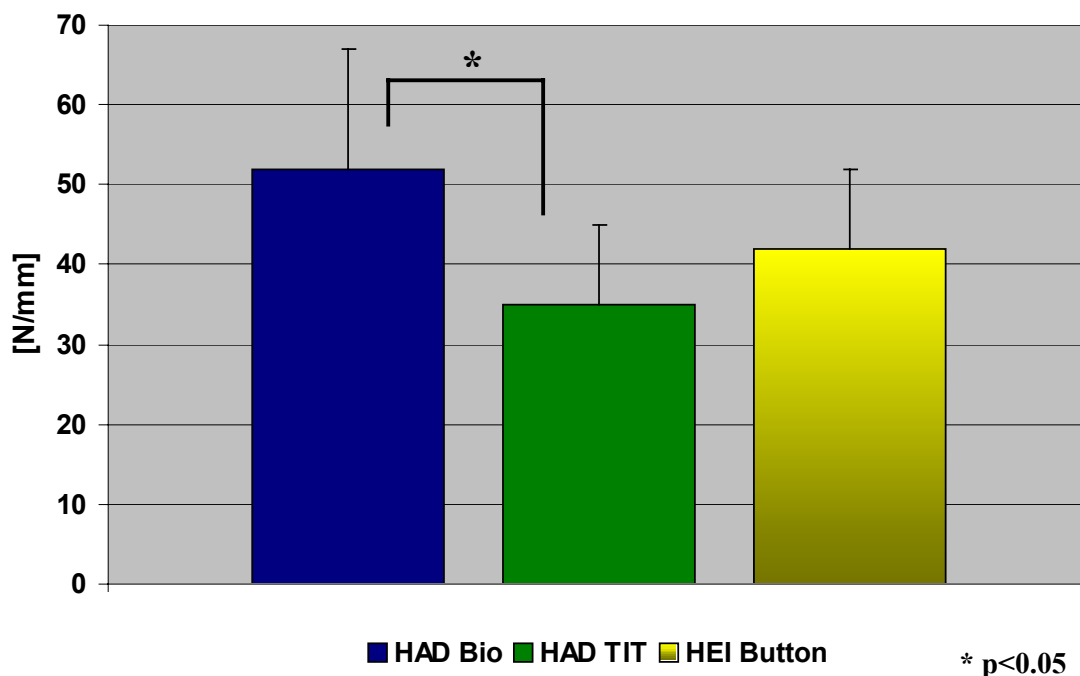


Abbildung 38: Steifigkeit

MAXIMALLAST

Die maximale Last, der die Verankerungstechnik HAD_{BIO} ($375 \text{ N} \pm 144 \text{ N}$) und HEI_{Button} ($505 \text{ N} \pm 43 \text{ N}$) widerstehen konnten, waren signifikant höher als in der semi-anatomischen Rekonstruktionstechnik HAD_{TIT} ($207 \text{ N} \pm 50 \text{ N}$) ($p < 0.05$). Obwohl die durchschnittliche Maximallast der Rekonstruktionstechnik HAD_{BIO} 25% geringer als in der nicht-anatomischen Verankerungstechnik HEI_{Button} war, stellte dies keinen signifikanten Unterschied dar. Für die VKB-intakten Kniegelenke konnte eine durchschnittliche Maximallast von $1994 \text{ N} \pm 206 \text{ N}$ gemessen werden, die signifikant höher war als in allen getesteten Rekonstruktionstechniken ($p < 0.05$).

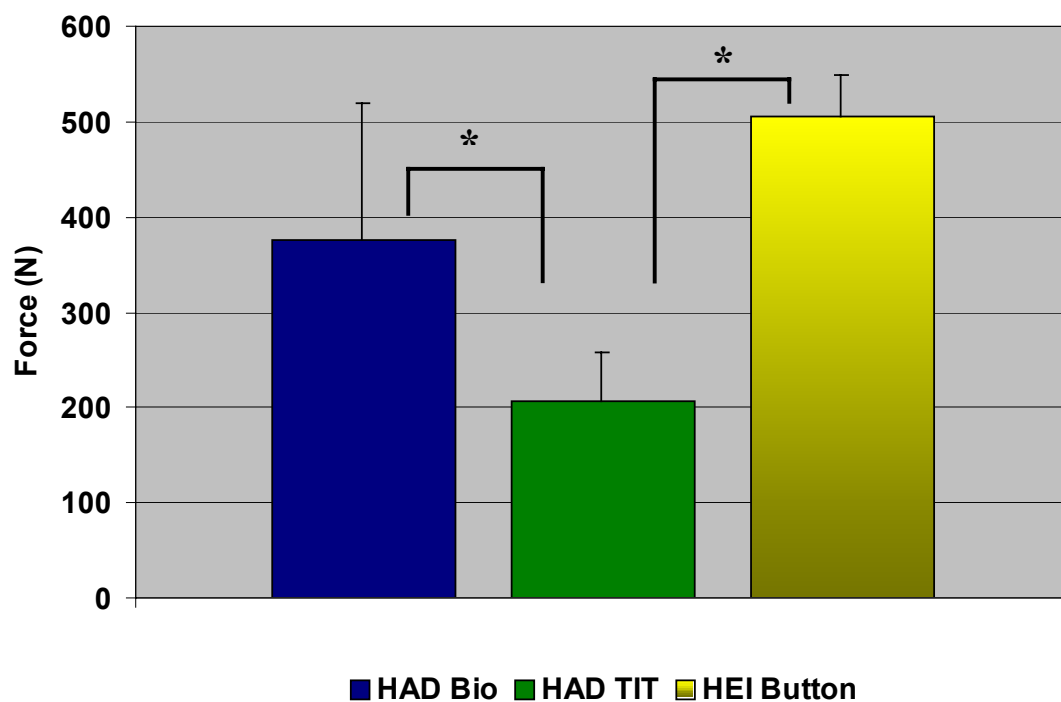


Abbildung 39: Maximallast

Tabelle 3-5: Maximalwerte

Maximalwerte	HAD _{Bio}	HAD _{TIT}	HEI _{Button}	VKB
Steifigkeit (N/mm)	52 (15) ^b	35 (10) ^a	42 (10)	189 (21) ^d
Kraft (N)	375 (144) ^b	207 (50) ^{a,c}	505 (43) ^b	1994 (206) ^d

(Standardabweichung in Klammern)

a-d präsentieren signifikant unterschiedliche Wertepaare

a: signifikant unterschiedlich von HAD_{Bio}

b: signifikant unterschiedlich von HAD_{TIT}

c: signifikant unterschiedlich von HEI_{Button}

d: signifikant höher als in allen Rekonstruktionstechniken

VERSAGENSMODUS (TABELLE 3-6)

Alle direkt mit Interferenzschrauben rekonstruierten Kniegelenke versagten im Bereich des tibialen Tunnel. In der Rekonstruktion HAD_{BIO} erfolgte dies entweder durch Herausziehen (n=6) oder Riss (n=2) des Sehnentransplantates im Bereich der Schrauben-Transplantates-Verbindung. In der Verankerungstechnik HAD_{TIT} kam es ausschließlich zum Versagen durch das Herausziehen des Transplantates aus dem tibialen Tunnel, wobei die rundköpfige Titaninterferenzschraube mit weichgewindigem Gewinde (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) immer im Tunnel verblieb.

Die nicht-anatomische Rekonstruktionstechnik HEI_{Button} versagte immer im Bereich der Verbindungsmaterialien. Dies erfolgte entweder durch das Reißen der tibialen Verankerungsfäden bzw. derer Knoten (n=6) oder durch Versagen des für die femorale Verankerung benutzte Mersileneband (n=2). Der Versagensmodus der VKB-intakten Kniegelenke war entweder das intraligamentäre Reißen (n=4) oder der knöchernen Ausriss von seiner tibialen (n=3) bzw. femoralen (n=1) Insertion.

Tabelle 3-6: Versagensmodus

Rekonstruktion	Versagensmodus	
HAD_{BIO}	N=8 tibiale Versagen	N=6 Herausziehen des Transplantates N=2 Riss Transplantat von Schraube
HAD_{TIT}	N=8 tibiale Versagen	N=8 Herausgleiten der Transplantates
HEI_{Button}	N=8 VERSAGEN DER VERBINDUNGSMATERIALI EN	N=6 tibial Reißen der Knoten bzw. Fäden N=2 femoral Riss des Mersilenebands

4 DISKUSSION

Der Gebrauch von Hamstringsehnen für die Rekonstruktion des VKB hat in den letzten Jahren stark zugenommen ⁷⁵. Dies hat zur Einführung einer Vielzahl von Rekonstruktionstechniken geführt. Ein Konsens bezüglich der Transplantatfixation konnte jedoch bis heute nicht erreicht werden. Obwohl in der Literatur bisher keine signifikanten Unterschiede im klinischen Ergebnis zwischen den verschiedenen Rekonstruktionstechniken gefunden werden konnten und von guten bis sehr guten Ergebnissen bei mehr als 80-85 % aller Patienten berichtet wird ^{47,116,114,2,131,194}, können nur etwa 50-65 % aller Patienten zum vor der Verletzung bestehenden Aktivitätsniveau zurückkehren ^{47,116,114,194}. Durch die Entwicklung und zunehmende Verbreitung von aggressiven Rehabilitationsprotokollen mit der Prämisse einer möglichst schnellen Rückkehr (unter 6 Monaten) zum ursprünglichen Aktivitätslevel, sind die mechanischen Anforderungen, vor allem im frühen postoperativen Zeitraum, gestiegen. Daher besteht weiterhin die Notwendigkeit, neue Konzepte in der Kreuzbandchirurgie zu entwickeln oder bestehende Techniken zu verbessern, um die Versorgung des kreuzbandverletzten Patienten optimieren zu können. Hierfür ist das Verständnis der die Mechanik der Kreuzbandrekonstruktion beeinflussenden Faktoren von essentieller Bedeutung. Im Angesicht der ständigen Entwicklung und Präsentation von neuen Rekonstruktionstechniken des VKB, vor allem durch die verschiedenen Hersteller von Medizinprodukten, erlaubt solch ein Verständnis dem Kliniker eine bessere Unterscheidung zwischen tatsächlichen Neuerungen im Sinne eines klinischen Fortschrittes und nur letztendlich neuen Verpackungen von Bekanntem. Dazu müssen vor allem der Einfluss der Faktoren, die nicht technikspezifisch, sondern technikübergreifend das klinische Ergebnis von VKB Rekonstruktionen beeinflussen, verstanden werden.

Im direkten postoperativen Verlauf kommt vor allem der Biomechanik der rekonstruierten Kniegelenke eine primäre Bedeutung zu, da zu diesem Zeitpunkt die Kniegelenksstabilität noch nicht vom biologisch eingewachsenen Transplantat, sondern vor allem von seiner

Verankerung abhängt. Hierbei können speziell im Bereich des Verankerungsniveau und der Verankerungsmethodik erhebliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Rekonstruktionstechniken gefunden werden. Zielsetzung dieser Studie war daher die Untersuchung dieser beiden Faktoren, sowie deren Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von VKB Rekonstruktionen.

Die Mehrheit der Patienten, die sich einer VKB-Rekonstruktion unterziehen, gehört der Altersgruppe der 20 bis 40 jährigen an. Daher sollte eine mechanische Testung an möglichst dieser Altersgruppe entsprechenden Kadavern durchgeführt werden. Dies war eine entscheidende Voraussetzung dieser Studie: die Testung von verschiedenen VKB-Ersatzplastiken an humanen Kniegelenken von vergleichsweise jungen Spendern (Durchschnittsalter 40 Jahre). Biomechanische Daten aus Testungen von VKB Rekonstruktionstechniken an jungen humanen Spenderknochen sind in der Literatur bisher kaum beschrieben worden, da solches Spendergewebe zu biomechanischen Untersuchungen weltweit nur sehr selten zur Verfügung gestellt werden kann.

Es ist aus der aktuellen Literatur bekannt, dass das Alter und das verwendete Knochenmodell einen erheblichen Einfluss auf die Qualität der gemessenen mechanischen Eigenschaften von VKB Rekonstruktionen und damit eine herausragende Bedeutung für die Validität der Ergebnisse haben ^{30,115,34}. Es konnte gezeigt werden, dass die mechanischen Eigenschaften des intakten VKB und seiner Rekonstruktionstechniken in direktem Zusammenhang mit dem Alter der Patienten und deren Knochenqualität stehen.

Woo et al. ¹⁸⁸ konnte den Zusammenhang zwischen zunehmendem Alter und abnehmender Stabilität des intakten humanen VKB zeigen, während Magen et al. ¹¹⁵ nachwies, dass speziell bei der Evaluierung der Interferenzschraubenverankerung ein humanes Knochenmodell Voraussetzung für die Messung valider Daten ist. In dieser Studie wurde konstatiert, dass sich die Knochendichten humaner Kniegelenke von den verschiedenen in der Literatur verwendeten Tiermodellen (Schwein, Rind, Schaf, Ziege) substantiell unterscheiden. Dies

kann zu einer Überschätzung der mechanischen Eigenschaften von VKB Rekonstruktionen des Menschen führen bei Verwendung von Tiermodellen, deren Knochendichte höher als die der humanen Spezies ist. Daher können die am Tiermodell erhobenen absoluten Daten nur in begrenztem Umfang auf die humane Situation übertragen werden.

In den Studien von Brand et al.³⁰ und Brown et al.³⁴ konnten eindrucksvoll der Einfluss des Knochenalters auf die mechanische Stabilität von Transplantatverankerungen mit Interferenzschrauben beim Menschen nachgewiesen werden. In diesen Studien wurde eine signifikante Korrelation zwischen niedriger Knochendichte (wie sie in älteren Kniegelenken von humanen Kadavern gefunden wird) und verminderter mechanischer Stabilität der Rekonstruktionen gefunden.

Bis dato existiert in der Literatur nur eine Studie, publiziert von Rowden et al.¹⁴⁶, die die mechanischen Eigenschaften von Rekonstruktionstechniken des VKB an vergleichbar jungen Kniegelenken des Menschen untersuchen konnten. Allerdings wurde in dieser Studie nur eine vereinfachte biomechanische Untersuchung der Rekonstruktionstechniken mittels eines Versagenstest durchgeführt, die keine Aussage über das Lockerungsverhalten der Transplantatverankerungen zuließ.

Ein weiteres Ziel des Studiendesigns war eine möglichst realitätsnahe Simulation der postoperativen Belastungssituation durchzuführen. Daher wurde ein zyklischer Schubladentest im Sinne einer anterioren Translationsbewegung der Tibia durchgeführt. Diese Bewegung wird physiologischerweise primär fast ausschließlich vom VKB limitiert, so dass durch die in dieser Studie ausgewählte Belastungsart die Eigenschaften der VKB-Rekonstruktionen präzise beschrieben werden konnten. Die Simulation einer zyklischen Belastung erlaubte die Evaluierung des Lockerungsverhalten der Transplantatverankerungen, die stufenweise Erhöhung der Kraft die Untersuchung des Einflusses von kleinen Belastungsänderungen auf die vordere Kniestabilität, was vor allem im Bereich höherer

Belastungsstufen, wie sie im Rahmen aggressiver Rehabilitationsschemata auftreten können, von Bedeutung ist.

Der in dieser Studie genutzte Versuchsaufbau, sowie das angewandte Testprotokoll wurden in der Literatur in dieser Kombination bisher nicht beschrieben. Verankerungstechniken des VKB wurden bisher entweder nur im Rahmen von Versagenstests ^{146,172,37,11} oder von zyklischen Belastungstests der femoralen oder tibialen Verankerungen evaluiert. Es gibt bisher keine biomechanischen Daten von kompletten VKB rekonstruierten humanen Kniegelenken unter zyklischer Belastung.

Ziel dieser Studie war die biomechanische Testung von drei klinisch häufig verwendeten Rekonstruktionstechniken des VKB am humanen Modell. Die Hypothese dieser Studie war, dass eine anatomische und direkte Transplantatverankerung von Hamstringsehnen biomechanisch günstiger ist als eine indirekte extrakortikale Fixation.

Die Ergebnisse bestätigen die Studienhypothese, allerdings müssen Einschränkungen zur Kenntnis genommen werden. Die direkte anatomische Rekonstruktionstechnik HAD_{BIO} zeigte eine signifikante Verbesserung der mechanischen Eigenschaften im Vergleich zur extrakortikalen und indirekten Verankerung HEI_{Button}. Die signifikant erhöhte Steifigkeit, die geringer absorbierte Energie und die verminderte Transplantatauslenkung und Laxizitätszunahme sind hierfür Indikatoren. Die Erhöhung der Steifigkeit bei anatomischer Transplantatverankerung ist in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Studie von Ishibashi et al. ⁸⁹, der am Beispiel der tibialen Verankerung der Patellarsehne zeigen konnte, dass die Steifigkeit des Konstrukts aus Tibia, Transplantat und Verankerung signifikant erhöht werden konnte, wenn der Ort der Verankerung vom Tunnelausgang bis zum Gelenkniveau verschoben wurde. Allerdings zeigen die Resultate der semi-anatomischen und direkten Verankerungstechnik HAD_{TIT}, dass der Faktor der anatomischen und direkten Verankerung nicht allein ausschlaggebend ist, sondern die Verankerungseigenschaften, vor allem der tibialen Fixation, erheblichen Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit des gesamten

Rekonstruktionskonstrukts nehmen. In dieser Technik schien die rundköpfige, weichgewindige Titaninterferenzschraube (RCI™, Smith & Nephew DonJoy, Carlsbad, USA) keine ausreichende Verankerungsfestigkeit gewährleisten zu können, welches sich in den hohen Versagerraten während der zyklischen Belastung, der geringen maximalen Versagungskraft und dem konstanten Versagen der tibialen Verankerung widerspiegelte. Diese vergleichsweise geringen mechanischen Eigenschaften sind in Übereinstimmung mit verschiedenen Studien, die ähnliche Verankerungstechniken mit der RCI™ Titaninterferenzschraube untersucht haben ^{36,11}. Durch diese verminderte tibiale Verankerungsfestigkeit verringert sich der positive Effekt des (semi-) anatomischen Fixationsniveaus auf die Konstruktsteifigkeit. Interessant an den Ergebnissen ist hierbei, dass mit einer biodegradierbaren Interferenzschraube nicht nur vergleichbare, sondern überlegene Verankerungseigenschaften im Vergleich mit einer herkömmlichen Titaninterferenzschraube gemessen werden konnten. Im Hinblick auf die Vorteile der biodegradierbaren Interferenzschraube wie der nicht mehr notwendigen Schraubenentfernung bei Revisionseingriffen, dem Fehlen von Artefakten bei MRT Untersuchungen und der erhöhten Transplantatschonung bei Schraubeninsertion, bekräftigen diese vorteilhaften mechanischen Eigenschaften die zunehmende Tendenz in der klinischen Praxis zum Ersatz der Metall- durch biodegradierbare Interferenzschrauben.

Ähnlich der Interferenzschraubenverankerung der Gruppe HAD_{TIT} kam es auch in der Verankerungstechnik HAD_{BIO} zu einem Versagen aller Rekonstruktionen auf der tibialen Seite, jedoch schien die Verankerung des Transplantates über einen Knochenblock die mechanischen Eigenschaften des Konstruktes signifikant zu erhöhen. Dies spiegelte sich ebenfalls im Versagensmodus wider. Es kam entweder zum Herausziehen oder zum Zerreißen des Transplantates bei signifikant höheren Kräften im Vergleich zum reinen Herausgleiten in der HAD_{TIT} Verankerung.

Es bleibt festzuhalten, dass die tibiale Verankerung die Schwachstelle bei VKB-Rekonstruktionen mit Interferenzschrauben darstellt. Dies wird bestätigt durch die Ergebnisse von Brand et al.³⁰, der die geringere Knochendichte der humanen Tibiae mit dem tibialen Versagen der Interferenzschraubenverankerung korrelieren konnte. Dies ist vor allem im Hinblick auf die Interpretation der in der Literatur existierenden Daten wichtig. In vielen biomechanischen Studien wurden ausschließlich Testungen der femoralen Verankerung durchgeführt^{37,11,115,36}. Diese Daten überschätzen möglicherweise die tatsächlichen mechanischen Eigenschaften des Konstruktes aus femoraler und tibialer Verankerung.

Um den Einfluss der Verankerungsmethodik zu verdeutlichen, wurde in dieser Studie der Parameter der Laxizitätszunahme eingeführt. Ein wesentlicher Vorteil dieses Parameters war, dass er die Quantifizierung des tatsächlichen Verankerungsverlusts gestattete und unabhängig von der Länge und vom reversiblen Dehnungsverhalten des Sehnentransplantates war, das offensichtlich in direktem Zusammenhang mit der Höhe der angreifenden Belastung steht. Mit diesem Parameter konnte folglich der permanente Verlust der Verankerungsfestigkeit gemessen werden. Dieser permanente Verankerungsverlust besitzt höchste klinische Relevanz, da dieser gleichbedeutend mit einer erhöhten vorderen Knieinstabilität wäre, die oftmals mit funktionellen Beschwerden für den Patienten einhergeht.

In der Verankerungstechnik HEI_{Button}, mit seiner extrakortikalen und indirekten femoralen wie tibialen Fixation, konnte eine signifikant höhere Zunahme der Laxizität, kombiniert mit einer niedrigeren Konstruktsteifigkeit, gemessen werden. Diese Ergebnisse sind in Übereinstimmung mit Studien der aktuellen Literatur, die ebenfalls Rekonstruktionstechniken mit indirekter Verankerung untersucht haben^{172,191,84,18}. Prinzipiell können diesem Auftreten einer erhöhten Laxizitätszunahme zwei Phänomene zu Grunde liegen. Zum einen kann das eigentliche Transplantat und zum anderen können die Verankerungsobjekte bzw. deren Verbindungen mit dem Transplantat eine irreversible Längenzunahme erfahren. Für die rekonstruierten Kniegelenke der Gruppe HEI_{Button} lässt sich die signifikant erhöhte

Laxizitätszunahme allerdings nicht durch eine irreversible Längenzunahmen der Hamstringsehnen erklären, da eine Belastung von 400 N weniger als 16% der Versagenkraft dieses gevierfachten Sehnenkonstruktes ¹⁸⁶ entspricht und in diesem Belastungsbereich keine permanenten Längenänderungen beobachtet werden können. Daher kann angenommen werden, dass diese beobachtete Laxizitätszunahme aus Veränderungen im Bereich der Verankerungsobjekte bzw. deren Verbindungsmaterialien resultiert. In Grundlageexperimenten beschrieb Holmlund et. al. ⁸⁸ das Phänomen der nicht-reversiblen, permanenten Längenzunahme von verschiedenen Fadenmaterialien in Abhängigkeit von seinen angreifenden Kräften. Im direkten Zusammenhang mit der VKB Rekonstruktion konnten die Ergebnisse dieser Studie durch Höher et al. ⁸⁴ bestätigt werden, der eine nicht-reversible Längenzunahme der Verbindungsmaterialien, wie Mersileneband und Fadenmaterialien, beobachten konnte, die schon bei submaximaler Belastung (150 N) zu beobachten war. Weitere Studien von Phillips et al. ¹³⁹ und Levine et al. ¹⁰⁷ zeigten, dass die primäre Lokalisation dieser permanenten Längenzunahme im Bereich der Knoten, über die diese Materialien am Transplantat bzw. am Fixationsobjekt verbunden waren, zu lokalisieren war. Der in dieser Studie beobachtete Versagensmodus der Rekonstruktion HEI_{Button} bestätigt diesen Zusammenhang. Sämtliche Rekonstruktionen versagten im Bereich der Verbindungsmaterialien, hauptsächlich tibial im Bereich der Knoten und Fadenmaterialien, aber auch femoral am Mersileneband (Tabelle 3.6 Versagensmodus).

In der direkt anatomischen Rekonstruktionstechnik HAD_{BIO} wurde eine signifikant geringere Laxizitätszunahme als in der Gruppe HEI_{Button} gemessen. Allerdings entsprach auch noch diese verbleibende Laxizitätszunahme einem nicht zu vernachlässigenden Stabilitätsverlust von bis zu 8 mm, der bei höheren Belastungen (400 N) beobachtet werden konnte. Aufgrund dieser Ergebnisse muss angenommen werden, dass während der zyklischen Belastung ein nicht-reversibles Transplantatgleiten in Richtung Gelenkspalt stattfindet, da Verbindungsmaterialien wie in der Gruppe HEI_{Button} nicht zur Verwendung kamen. Da bei

HAD_{BIO} ein Versagen ausschließlich im Bereich der tibialen Fixation beobachtet werden konnte, scheint ein Grossteil dieses Lockerungsverhalten sich auf dieser Verankerungsseite zu entwickeln.

Um den mechanischen Vorteil der erhöhten Konstruktsteifigkeit nutzen zu können, der in dieser Studie für die direkte und anatomische Fixation nachgewiesen werden konnte, müssen daher Überlegungen im Hinblick auf eine Optimierung der tibialen Verankerung angestrengt werden, so dass einem Verlust von adäquater Transplantatfixation und damit einem Auftreten von vorderer Instabilität des rekonstruierten Kniegelenkes vorgebeugt werden kann.

Unter der Zielsetzung der Minimierung des permanenten Verankerungsverlustes des Transplantates bei anatomischer Interferenzschraubenverankerung, wurde in jüngster Vergangenheit das Konzept der so genannten Hybridfixation entwickelt. Hierbei wird die Transplantatfixation mittels Interferenzschraube durch eine weitere Verankerung gesichert. Dies wird meistens durch eine extrakortikale Verankerung auf der tibialen Seite, ähnlich der Verankerung in HEI_{Button}, oder durch verschiedene Sicherungsmethoden im femoralen Tunnel¹⁸³ oder Kortex erreicht. Es gibt inzwischen Studien^{129,183,127}, die diese Hybridfixationen biomechanisch untersucht haben und zeigen konnten, dass die Laxizitätszunahme erheblich verringert und die Konstruktsteifigkeit signifikant erhöht werden konnten. Ein weiterer Vorteil der Hybridfixation in Verbindung mit der Interferenzschraubenverankerung ist die signifikante Reduktion der Tunnelaufweitung nach den ersten 12 postoperativen Monaten^{165,35}. Dieses Phänomen der Zunahme des Tunneldurchmessers ist für die ersten 2 Monate nach erfolgter Rekonstruktion für sämtliche in dieser Studie beschriebenen Techniken beschrieben worden⁴³. Obwohl dies keine Auswirkungen im Hinblick auf das klinische Ergebnis zu haben scheint^{43,35}, so kann dies jedoch im Falle eines Revisionseingriffes zu Komplikationen führen.

Ein in der Literatur selten gemessener Parameter ist die absorbierte Energie. Dieser Parameter beschreibt das unterschiedliche Be- und Entlastungsverhalten des intakten und

rekonstruierten VKB. Dieser Parameter ist jedoch gerade bei Testprotokollen mit zyklischer Belastung von erhöhter Bedeutung, da eine Zunahme der absorbierten Energie ein Indikator für den Verlust von Verankerungsstabilität ist. Das intakte VKB zeigt ein annähernd identisches Be- und Entlastungsverhalten (siehe Ergebnisse, Tabelle 3-2), die absorbierte Energie ist gering. Dies bedeutet, dass die durch die Belastung entstehende Energie vom VKB aufgenommen und wieder zu (fast) gleichen Teilen bei der Entlastung an die Umgebung abgegeben werden kann. Unterscheidet sich der Kraft-Dehnungs-Verlauf zwischen Be- und Entlastung, wie es in den verschiedenen Rekonstruktionstechniken dieser Studie beobachtet werden konnte, präsentiert sich dies als zunehmende Fläche, die durch die Hysteresekurve des Kraft-Dehnungsdiagramms eingeschlossen und als absorbierte Energie bezeichnet wird. Klinisch bedeutet dies eine Umverteilung der am rekonstruierten VKB während der Entlastung wirkenden Kraft auf andere Band- und Weichteilstrukturen des Kniegelenkes (siehe Einleitung, Abbildung 1-13). Dies führt zu einer unphysiologischen Mehrbelastung dieser sekundären Stabilisatoren, was wiederum langfristig zu einem frühzeitigen Auftreten von degenerativen Veränderungen des Kniegelenkes führen kann.

Dieser Effekt ist am ausgeprägtesten in der indirekten extrakortikalen Rekonstruktion HEI_{Button} zu beobachten gewesen, dessen absorbierte Energie signifikant höher (etwa 100% höher während aller Belastungsstufen) war als in der direkten anatomischen Rekonstruktion HAD_{BIO} . Ursache hierfür ist wahrscheinlich der kontinuierliche Verankerungsverlustes im Zusammenhang mit der nicht-reversiblen plastischen Längenzunahme der Band- und Fadenmaterialien, sowie des Nachgebens der Knotenverbindungen. In der anatomischen Rekonstruktion HAD_{BIO} resultierte die im Vergleich zum intakten VKB ebenfalls signifikant erhöhte absorbierte Energie wahrscheinlich vor allem aus dem Gleiten des Transplantates entlang der Interferenzschraube.

Obwohl die anatomische Verankerung HAD_{BIO} unter zyklischer Belastung signifikant verbesserte mechanische Eigenschaften zeigte, kam es zu einem Versagen von 4 der 7

getesteten Rekonstruktionen vor dem Erreichen der Belastungsstufe von 400 N. Bei der zweiten (semi) anatomischen Rekonstruktion HAD_{TIT} versagten sogar 7 der ursprünglich 8 Rekonstruktionen vor dem Erreichen der gleichen Belastungsstufe. Im Vergleich dazu blieben alle indirekten, extrakortikalen Rekonstruktionen bei Belastungen bis 400 N intakt (siehe Ergebnisse, Abbildung 3-1). Die maximale Belastung von 505 N in HEI_{Button} war um 25% bzw. 60% höher als in den jeweiligen anatomischen bzw. semi-anatomischen Interferenzschraubenrekonstruktionen HAD_{BIO} und HAD_{TIT}. Allerdings wurden diese Belastungen bei Transplantatauslenkungen erreicht (41 mm), die gleichbedeutend mit dem klinischen Versagen der Rekonstruktion wären und sich durch die geringe Konstruktsteifigkeit erklären lassen

Diesem Zusammenhang zwischen hoher Versagenskraft und hoher Transplantatauslenkung muss bei der Beurteilung der biomechanischen Eigenschaften von VKB-Rekonstruktionen vermehrt Aufmerksamkeit geschenkt werden. In der existierenden Literatur und vor allem durch die Medizinindustrie werden oftmals allein die Maximalkräfte ohne Angabe der korrespondierenden Transplantatauslenkung bzw. der Konstruktsteifigkeit angegeben. Solche Angaben sind von fragwürdiger Relevanz für die klinische Situation, zumal bis heute nicht geklärt ist, welche Belastungen tatsächlich am vorderen Kreuzband während der Phase der postoperativen Rehabilitation angreifen. Trotzdem muss diskutiert werden, ob die vergleichsweise hohen Versagerraten der Rekonstruktionen HAD_{BIO} und vor allem HAD_{TIT} bei Belastungen von 300 N und 400 N den mechanischen Anforderungen des direkten postoperativen Zeitraumes genügen. Dies ist vor allem von Bedeutung im Hinblick auf die zunehmend aggressiveren Rehabilitationsprotokolle, die in den letzten 10 Jahren vermehrt zur Anwendung kommen, um einem Bewegungsverlust des Kniegelenkes und dem Auftreten von Kapselkontrakturen vorzubeugen, Schwellung und Schmerzen zu verringern, sowie den Verlust von Muskelmasse zu vermindern ^{161,22,140}. Um die Frage nach dem Ausmaß der Belastungsanforderungen an das VKB während des postoperativen Zeitraumes schlüssig

beantworten zu können, würden Methoden erforderlich sein, die eine in vivo Messung der am intakten und rekonstruierten VKB ansetzenden Kräfte am Menschen erlauben würden. Zum heutigen Zeitpunkt existiert keine Methodik, die eine direkte Messung dieser Kräfte am lebenden Menschen oder Tier erlaubt. Daher gibt es auch keine wissenschaftlich belegten Belastungswerte, die als Standard für VKB-Rekonstruktionen definiert werden könnten.

Die am VKB ansetzenden Kräfte wurden bisher indirekt mittels mathematischer Modelle ⁴⁴ oder Verfahren der Ganganalyse ^{123,124,44} analysiert oder über die Messung von Längenänderungen des VKB approximiert, die durch direkt am VKB befestigte Apparaturen gewonnen werden konnten ^{21,117,118}. Dabei unterschieden sich die berechneten Spitzenbelastungen um den Faktor 15, so dass von einem Konsens in der Literatur bisher nicht gesprochen werden kann. Basierend auf Daten der Ganganalyse kalkulierte Morrison die Höhe der am VKB ansetzenden Kräfte unter verschiedenen Belastungssituationen (normales Gehen, Treppensteigen) im Bereich zwischen 27 N und 445 N ^{123,124}. Allerdings unterliegen die mathematischen Formeln, die zur Berechnung der Kräfte bei den verschiedenen Belastungssituationen herangezogen wurden, erheblichen Einschränkungen, so dass heute die angegebenen Belastungen mehr als Anhaltswerte denn als Absolutwerte Gültigkeit besitzen. Kaufman et al. ⁹⁹ analysierte an gesunden humanen Studienteilnehmern die am Kniegelenk angreifenden Kräfte unter isokinetischen Belastungen anhand von Goniometermessungen, aus denen mittels eines mathematischen Modells die am Kniegelenk angreifenden Kräfte berechnet werden konnten. Dabei wurden bei Streckung im Kniegelenk Kräfte von bis zu 238 N am VKB gemessen. Wie sich diese Kräfte auf das VKB verteilen, wurde nicht untersucht. Mit einem sehr eleganten in-vitro Versuchsaufbau konnte Markolf et al. ¹¹⁹ unter Simulation einer axialen Kompressionskraft, vergleichbar dem Körpergewicht, und einer nach anterior gerichteten Kraft von 200 N die direkt am VKB angreifenden Kräfte messen. Diese betrugen 207 N in voller Streckung und verringerten sich um bis zu 46% unter Eliminierung der axialen tibio-femoralen Kompression. Li et al. ¹⁰⁸ untersuchten die in-situ

Kräfte des humanen VKB in einem in-vitro Modell unter Simulation der Aktivierung von VKB belastenden (Quadrizepsmuskel) und entlastenden Muskelgruppen (Hamstringmuskulatur). Unter einem alleinigen Quadrizepssehnenzug von 200 N konnten Maximalbelastungen von 45 N am VKB nahe Streckung des Kniegelenkes gemessen werden, die sich bis auf 30 N reduzierten, wenn eine Kokontraktion von 80 N durch die Hamstringmuskulatur ausgeübt wurde. An 14 Patienten, bei denen eine Rekonstruktion des VKB mit einer gevierfachen Hamstringsehne (wie in HEI_{Button}) durchgeführt wurde, konnte Wallace et al.¹⁷⁷ direkt am intraoperativ implantierten Transplantat Kräfte von bis zu 296 N bei passiver Streckung messen. Rupp et al.¹⁴⁹ führte ähnliche Untersuchungen in einem in-vitro Modell unter Simulation von aktiver Quadrizepsmuskelkontraktion durch am Beispiel des Patellarsehnentransplantates und konnte Maximalkräfte in Streckung von 219 N messen. Die verschiedenen Daten verdeutlichen, dass eine Vergleichbarkeit der Studien aufgrund der sich erheblich unterscheidenden Methodiken nur begrenzt möglich ist. Alle diese Studien unterliegen verschiedenen Limitierungen, wie z.B. dem Ausschluss oder der Einbeziehung des Körpergewichts⁶³ oder des Einflusses von den verschiedenen antagonistisch und agonistisch wirkenden Muskelgruppen bei verschiedenen aktiven Bewegungsabläufen¹⁰⁸, die eine exakte Aussage über die in-vivo Belastungen des VKB ohne direkte Messverfahren sehr erschweren. Es scheint aber offensichtlich, dass sich der Belastungsbereich, in dem das VKB Stabilität unter Normalbelastung zu gewährleisten hat, in einem Bereich um maximal 300 N anzusiedeln ist. Diese These wird auch dadurch unterstützt, dass verschiedene Gruppen⁴⁷ exzellente klinische Ergebnisse erzielen konnten mit einer Rekonstruktionstechnik, die der Technik der Rekonstruktion HAD_{TIT} in dieser Studie entspricht und deren Patienten ebenfalls im Sinne einer frühen, aggressiven Rehabilitation mobilisiert wurden. Ähnliches konnte auch die Arbeitsgruppe um Shelbourne et al.¹⁶⁰ beobachten, dessen Rekonstruktionstechnik im Labor Versagenslasten von 207 N bzw. 248 N¹⁶⁰ aufwies, dessen klinische Ergebnisse aber vergleichbar mit denen anderer „stabilerer“ Rekonstruktionstechniken nach weltweit

akzeptierten Kriterien waren. Dies ist vor allem deshalb von Interesse, als dass Shelbourne et al. als Pioniere in der Anwendung von sehr früher und aggressiver Rehabilitation in der Kreuzbandchirurgie gilt. Im Angesicht dieser klinischen Studien und im Hinblick auf die aus der Literatur zur Verfügung stehenden Daten kann angenommen werden, dass Kräfte von weit unter 454 N während des direkten postoperativen Zeitraum am VKB angreifen. Dieser Wert wurde bisher oft in der Literatur als Minimalanforderung an VKB Rekonstruktionen definiert und basiert auf einer Mutmaßung, jedoch keiner Messung, die in einer Studie von Noyes et al.¹³⁰ geäußert wurde. Daher gilt es festzuhalten, dass bei der Diskussion von mechanischen Eigenschaften der Rekonstruktionstechniken des VKB das Augenmerk mehr auf der Konstruktsteifigkeit und der Verankerungsstabilität als auf der absoluten Versagenslast liegen sollte.

Einige Limitierungen dieser Studie müssen genannt werden. Aufgrund der zur Verfügung stehenden Messsysteme konnte die biomechanische Testung mit nur einem Freiheitsgrad durchgeführt werden. Dies bedeutet, dass bis auf die Belastungsbewegung sämtliche Translations- und Rotationsbewegungen unterbunden wurden. Physiologischerweise besteht die nach vorne gerichtete Auslenkung des humanen Kniegelenkes jedoch aus einer gekoppelten Translations- und Innenrotationsbewegung⁸⁷, die unter anderem durch die Anordnung der Faserstrukturen des VKB bedingt ist. Durch die Unterbindung der Innenrotationskomponente verringert sich die anteriore Translationsbewegung des Kniegelenkes, somit sind die zu den jeweiligen Belastungsstufen korrespondierenden Auslenkungen in dieser Studie etwas geringer als sie sich in der physiologisch existierenden Situation darstellen würden. Obwohl die absolute Transplantatauslenkung quantifiziert werden konnte, war es nicht möglich mit dem verwendeten Versuchsaufbau die Transplantatauslenkung in den verschiedenen Bereichen des Transplantates (intragamentärer Anteil, Fixationspunkt) zu quantifizieren. Hierzu wäre ein optisches Meßsystem notwendig, dass zum Zeitpunkt der Durchführung dieser Studie nicht zur Verfügung stand.

Ein Ziel des Studienprotokolls war die Untersuchung des Einflusses von zyklischer Belastung auf das mechanische Verhalten von Rekonstruktionstechniken sowie die Festlegung, ob permanente mechanische Veränderungen schon bei geringen oder erst bei höheren Belastungen zu beobachten sind. Um dieses beantworten zu können, entschieden wir uns zur Durchführung eines Testprotokolls mit inkrementaler Belastungssteigerung. Der Nachteil dieses Protokolls ist, dass die absolute Anzahl an Zyklen in Abhängigkeit von der Versagenskraft limitiert sein können und dadurch das reine Ermüdungsverhalten von den verschiedenen Rekonstruktionskonstrukten nicht endgültig beschrieben werden kann.

In dieser Studie konnten erstmalig biomechanische Eigenschaften von VKB Ersatzplastiken bestimmt werden, die aus der kompletten Rekonstruktion von Kniegelenken humaner Spender jungen bis mittleren Alters unter Simulation einer zyklischen, physiologischen Belastung ermittelt wurden. Es konnte durch diese Studie gezeigt werden, dass eine anatomische, möglichst gelenknahe Verankerung eines Transplantates zur Rekonstruktion des VKB biomechanisch von Vorteil ist. Dieser biomechanische Vorteil ist aber in erheblichem Maße abhängig von den Verankerungseigenschaften seiner Fixationsobjekte, wie zum Beispiel der Interferenzschrauben. Die Transplantatverankerung mit biodegradierbarer Interferenzschraube war der Fixation mit metallener Interferenzschraube überlegen, wobei eine nicht unerhebliche Laxizitätszunahme, vor allem auf der tibialen Seite, in beiden Techniken beobachtet werden konnte. Daher sollte über regelmäßigen Einsatz von sogenannten Hybridfixationen, im Sinne einer zusätzlichen Sicherheitsverankerung, nachgedacht werden. Die Verwendung von indirekten Verankerungstechniken sollte aufgrund des erheblichen Auslockerungsverhaltens verlassen werden oder eine Optimierung der Verbindungsbereiche zwischen Transplantat und Fixationsobjekt angestrebt werden. Die Ergebnisse dieser Studie bieten dem praktizierenden Kreuzbandchirurgen Einblicke in den Einfluss verschiedener Faktoren von Verankerungstechniken des VKB. Dies sollte eine möglichst objektive Auswahl der optimalen Rekonstruktionstechnik erleichtern und eventuell

Anstoß zu weiteren Innovationen in diesem Forschungsbereich bieten. In zukünftigen Studien muss untersucht werden, welchen Einfluss die mechanischen Faktoren auf die biologischen Eigenschaften des Konstrukts Kreuzbandrekonstruktion haben, in wie weit das Einheilungsverhalten bzw. die Umbauprozesse des Transplantates beschleunigt werden können, um so eine weitere Reduktion des Zeitraumes eingeschränkter Belastbarkeit nach Ruptur des VKB erreichen zu können.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Aufgrund der hohen Inzidenz der vorderen Kreuzbandverletzungen und der damit einhergehenden funktionellen Einschränkung besteht ein anhaltendes Interesse an der Verbesserung bestehender und Entwicklung neuer, besserer Techniken zur Rekonstruktion dieser Bandstruktur des Kniegelenkes. In dieser Studie wurde der Einfluss des Verankerungsniveaus (anatomisch vs. extrakortikal) und der Verankerungsart (direkt vs. indirekt) auf das mechanische Verhalten von drei exemplarischen, in der Klinik häufig angewandten Rekonstruktionstechniken, untersucht.

Material & Methoden: An insgesamt 24 Kniegelenken humaner Spender mittleren Alters (40 Jahre) wurden drei Rekonstruktionstechniken (n=8 pro Gruppe) des VKB durchgeführt. Als Transplantat wurden jeweils humane Hamstringsehnen verwendet: 1.) HAD_{BIO}: anatomische und direkte Verankerung mit biodegradierbaren Interferenzschrauben, 2.) HAD_{TIT}: semi-anatomische und direkte Verankerung mit Titanschrauben, 3.) HEI_{Button}: extrakortikale, indirekte Verankerung mit Faden-Button Verbindung. Alle rekonstruierten Kniegelenke wurden einer zyklischen, inkremental zunehmenden Belastung bis zum Versagen unterzogen. Es wurden die Parameter Konstruktsteifigkeit, absorbierte Energie, Transplantatauslenkung und Laxizitätszunahme bei Belastungen von 200, 300, 400 N, sowie die maximale Steifigkeit und Versagenskraft bestimmt.

Ergebnis: Die anatomische und direkte Transplantatverankerung mit biodegradierbarer Interferenzschraube zeigt die vorteilhaftesten mechanischen Eigenschaften, während die extrakortikale und indirekte Verankerung die niedrigsten mechanischen Eigenschaften aufwies. Die tibiale Verankerungsseite ist bei Interferenzschraubenverankerung der Schwachpunkt, während die Fadenverbindungen bei der extrakortikalen Verankerungstechnik die Schwachstelle darstellten. Auch bei anatomischer und direkter Transplantatfixation findet ein nicht zu vernachlässigender permanenter Verankerungsverlust bei vergleichsweise geringer Versagenskraft statt, der vor allem auf der tibialen Verankerungsseite zu beobachten ist.

Diskussion: Eine anatomische und direkte Transplantatverankerung ist von mechanischem Vorteil. Allerdings hängt die Konstruktsteifigkeit auch in erheblichem Maße vom Fixationsobjekt ab. Extrakortikale Fixationstechniken, die eine indirekte Faden-Knoten-Transplantatverbindung erfordern, unterliegen einer erheblichen nicht-reversiblen Lockerung unter zyklischer Belastung und sollten durch direkte Verankerungstechniken ersetzt werden. Aufgrund der permanenten Laxizitätszunahme auch in der anatomischen und direkten Interferenzschraubenverankerung, vor allem der tibialen Seite, sollte über Sicherungsverankerungen, so genannten Hybridfixationen nachgedacht werden, um die mechanischen Vorteile dieser Rekonstruktionsart voll zum Tragen bringen zu können.

6 LITERATURVERZEICHNISS

1. **Aglietti P**, Buzzi R, Menchetti PM, et al. Arthroscopically assisted semitendinosus and gracilis tendon graft in reconstruction for acute anterior cruciate ligament injuries in athletes. *Am J Sports Med* 1996;24:726-31.
2. **Aglietti P**, Buzzi R, Zaccherotti G. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1994;22:211-8.
3. **Alm A, Stromberg B**. Vascular anatomy of the patellar and cruciate ligaments. A microangiographic and histologic investigation in the dog. *Acta Chirurgica Scandinavica - Suppl.* 1974;445:25-35.
4. **Alwyn Smith S**. The diagnosis and treatment of injuries to the crucial ligaments. *Br. J. Surg.* 1918;6:176.
5. **Amis AA, Dawkins GP**. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991;73:260-7.
6. **Andersson C, Odensten M, Gillquist J**. Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: a randomized study with a long-term follow-up period. *Clin Orthop* 1991:255-63.
7. **Andersson C, Odensten M, Good L, et al**. Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long-term follow-up. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989;71:965-74.
8. **Arnoczky SP**. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983:19-25.
9. **Arnoczky SP, Matyas JR, Buckwalter JA, et al**. Anatomy of the anterior cruciate ligament. In Jackson DW ed. *The Anterior Cruciate Ligament: Current and Future Concepts*. 1st ed. New York: Raven Press, 1993:5-22.
10. **Augustine RW**. The unstable knee. *Am. J. Surg.* 1956;92:380.
11. **Aune AK, Ekeland A, Cawley PW**. Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1998;6:99-102.
12. **Bach BR, Jr., Levy ME, Bojchuk J, et al**. Single-incision endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Minimum two-year follow-up evaluation. *Am J Sports Med* 1998;26:30-40.
13. **Bach BR, Jr., Tradonsky S, Bojchuk J, et al**. Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five- to nine-year follow-up evaluation. *Am J Sports Med* 1998;26:20-9.

14. **Barrack RL, Bruckner JD, Kneisl J, et al.** The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults. *Clin Orthop* 1990;192-9.
15. **Barrett GR, Line LL, Jr., Shelton WR, et al.** The dacron ligament prosthesis in anterior cruciate ligament reconstruction. A four-year review. *Am J Sports Med* 1993;21:367-73.
16. **Barrett GR, Papendick L, Miller C.** Endobutton button endoscopic fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1995;11:340-3.
17. **Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, et al.** Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res* 1994;12:219-28.
18. **Becker R, Schroder M, Ropke M, et al.** Structural properties of sutures used in anchoring multistranded hamstrings in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Arthroscopy* 1999;15:297-300.
19. **Becker R, Schröder M, Stärke C, et al.** Mechanical properties of sutures used in anchoring of ACL-grafts. *Unfallchirurg* 2000;103:375-9.
20. **Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, et al.** Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 1995;23:24-34.
21. **Beynnon BD, Howe JG, Pope MH, et al.** The measurement of anterior cruciate ligament strain *in-vivo*. *International Orthopaedics* 1992;16:1-12.
22. **Beynnon BD, Johnson RJ.** Anterior cruciate ligament injury rehabilitation in athletes. Biomechanical considerations. *Sports Med* 1996;22:54-64.
23. **Biedert RM, Zwick EB.** Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: electromyographic evaluation. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery* 1998;118:81-4.
24. **Bircher E.** Beitrag zur Pathologie und Diagnose der Meniskus-Verletzungen (Arthroendoskopie). *Bruns Z Klin Chir* 1922;127:239-50.
25. **Blickenstaff KR, Grana WA, Egle D.** Analysis of a semitendinosus autograft in a rabbit model. *Am J Sports Med* 1997;25:554-9.
26. **Bonamo JJ, Fay C, Firestone T.** The conservative treatment of the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med* 1990;18:618-23.
27. **Boyd I.** The histological structure of the receptors in the knee joint of the cat correlated with their physiological response. *J Physiol (Lond)* 1953;124:476-88.
28. **Brahmabhatt V, Smolinski R, McGlowan J, et al.** Double-stranded hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Knee Surg* 1999;12:141-5.
29. **Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, et al.** Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28:761-74.

30. **Brand JC, Jr., Pienkowski D, Steenlage E, et al.** Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med* 2000;28:705-10.
31. **Brown CH, Jr., Sklar J.** Endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled hamstring tendons and endobutton femoral fixation. *Techniques in Orthopaedics* 1998;13:281-98.
32. **Brown CH, Jr., Steiner ME, Carson EW.** The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results. *Clinics in Sports Medicine* 1993;12:723-56.
33. **Brown CH, Jr., Wilson D, Hecker AT, et al.** Comparison of hamstring and patellar tendon femoral fixation: cyclical load. personal note. Boston, MA, 1999:1-22.
34. **Brown GA, Pena F, Grontvedt T, et al.** Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;3:238-44.
35. **Buelow JU, Siebold R, Ellermann A.** A prospective evaluation of tunnel enlargement in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings: extracortical versus anatomical fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002;10:80-5.
36. **Caborn DN, Coen M, Neef R, et al.** Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy* 1998;14:241-5.
37. **Caborn DN, Urban WP, Jr., Johnson DL, et al.** Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1997;13:229-32.
38. **Campbell WC.** Repair of the ligaments of the knee. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1936;62:964.
39. **Casteleyn PP.** Management of anterior cruciate ligament lesions: surgical fashion, personal whim or scientific evidence? Study of medium- and long-term results. *Acta Orthop Belg* 1999;65:327-39.
40. **Chen CH, Chen WJ, Shih CH.** Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon-patellar bone autograft. *J Trauma* 1999;46:678-82.
41. **Christen B, Jakob RP.** Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74:617-9.
42. **Ciccotti MG, Lombardo SJ, Nonweiler B, et al.** Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994;76:1315-21.

43. **Clatworthy MG, Annear P, Bulow JU, et al.** Tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective evaluation of hamstring and patella tendon grafts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1999;7:138-45.
44. **Collins JJ, O'Connor JJ.** Muscle-ligament interactions at the knee during walking. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1991;205:11-8.
45. **Cooper RR, Misol S.** Tendon and ligament insertion. A light and electron microscopic study. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52:1-20.
46. **Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP.** Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74:247-50.
47. **Corry IS, Webb JM, Clingeleffer AJ, et al.** Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am J Sports Med* 1999;27:444-54.
48. **Cross MJ, Roger G, Kujawa P, et al.** Regeneration of the semitendinosus and gracilis tendons following their transection for repair of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1992;20:221-3.
49. **Dandy DJ, Gray AJ.** Anterior cruciate ligament reconstruction with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis. Results after six years. *J Bone Joint Surg [Br]* 1994;76:193-7.
50. **Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, et al.** Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* 1994;22:632-44.
51. **Daniel DM, Stone ML, Sachs R, et al.** Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med* 1985;13:401-7.
52. **DeLay BS, Smolinski RJ, Wind WM, et al.** Current practices and opinions in ACL reconstruction and rehabilitation. *Am J Knee Surg* 2001;14:85-91.
53. **Denti M, Bigoni M, Dodaro G, et al.** Long-term results of the Leeds-Keio anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1995;3:75-7.
54. **Dodds JA, Arnoczky SP.** Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction. *Arthroscopy* 1994;10:132-9.
55. **Donahue TL, Gregersen C, Hull ML, et al.** Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. *Journal of Biomechanical Engineering* 2001;123:162-9.
56. **Dye SF, Cannon WD, Jr.** Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clinics in Sports Medicine* 1988;7:715-25.

57. **Engebretsen L, Benum P, Fasting O, et al.** A prospective, randomized study of three surgical techniques for treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1990;18:585-90.
58. **Ferretti A, Conteduca F, De Carli A, et al.** Osteoarthritis of the knee after ACL reconstruction. *International Orthopaedics* 1991;15:367-71.
59. **Fineberg MS, Zarins B, Sherman OH.** Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. *Arthroscopy* 2000;16:715-24.
60. **Fink C, Hoser C, Benedetto KP.** Arthroseentwicklung nach Ruptur des vorderen Kreuzbands. Ein Vergleich operativer und konservativer Therapie. *Unfallchirurg* 1994;97:357-61.
61. **Fink C, Hoser C, Benedetto KP, et al.** Langzeitergebnisse nach konservativer oder operativer Therapie der vorderen Kreuzbandruptur. *Unfallchirurg* 1996;99:964-9.
62. **Fischer J, Ruffieux K, Jeschkeit S, et al.** In vivo versus in vitro evaluation of poly(D,L) lactide rods including calcium phosphate particles. *International Symposium on Biodegradable Materials, Hamburg* 1996.
63. **Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, et al.** The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech* 2001;34:163-70.
64. **Fowler BL, DiStefano VJ.** Tibial tunnel bone grafting: a new technique for dealing with graft- tunnel mismatch in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1998;14:224-8.
65. **Frank CB, Jackson DW.** The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79:1556-76.
66. **Freiwald J, Engelhardt M, Reuter I, et al.** Die nervöse Versorgung der Kniegelenke. *Wiener Medizinische Wochenschrift* 1997;147:531-41.
67. **Fujie H, Livesay GA, Woo SL-Y, et al.** The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ forces in ligaments: A new methodology. *Journal of Biomechanical Engineering* 1995;117:1-7.
68. **Fung YCB.** Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation. In Fung YCB ed. *Biomechanics: Its Foundations and Objectives*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1972:181-208.
69. **Geist ES.** Arthroscopy. *Lancet* 1926;46:306-7.
70. **Gillquist J, Messner K.** Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med* 1999;27:143-56.
71. **Girgis FG, Marshall JL, Monajem A.** The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1975:216-31.

72. **Grana WA, Egle DM, Mahnken R, et al.** An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am J Sports Med* 1994;22:344-51.
73. **Halata Z, Haus J.** The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anatomy & Embryology* 1989;179:415-21.
74. **Hamner DL, Brown CH, Jr., Steiner ME, et al.** Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg [Am]* 1999;81:549-57.
75. **Harner CD.** Symposium: ACL Surgery. ISAKOS. Montreux, Switzerland, 2001:1.134.
76. **Harter RA, Osternig LR, Singer KM, et al.** Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 1988;16:434-43.
77. **Haus J.** Eingriffe am vorderen Kreuzband: Innervation berücksichtigen. *Fortschritte der Medizin* 1997;115:35.
78. **Haus J, Halata Z.** Innervation of the anterior cruciate ligament. *International Orthopaedics* 1990;14:293-6.
79. **Haus J, Halata Z, Refior HJ.** Proprioception in the anterior cruciate ligament of the human knee joint--morphological bases. A light, scanning and transmission electron microscopy study. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1992;130:484-94.
80. **Hawkins RJ, Misamore GW, Merritt TR.** Followup of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. *Am J Sports Med* 1986;14:205-10.
81. **Hesse E.** Über den Ersatz der Kreuzbänder des Kniegelenkes durch freie Fascientransplantation. *Verh Dtsch Ges Chir* 1914;43:188-9.
82. **Hey-Groves EW.** Operation for the repair of the crucial ligaments. *Lancet* 1917;2:274.
83. **Höher J, Livesay GA, Ma CB, et al.** Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1999;7:215-9.
84. **Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, et al.** Mechanical Behavior of Two Hamstring Graft Constructs for Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *J Orthop Res* 2000;18:456-61.
85. **Höher J, Tiling T.** Differenzierte Transplantatauswahl in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* 2000;71:1045-54.
86. **Holden JP, Grood ES, Korvick DL, et al.** In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J Biomech* 1994;27:517-26.

87. **Hollis JM, Takai S, Adams DJ, et al.** The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *Journal of Biomechanical Engineering* 1991;113:208-14.
88. **Holmlund DE.** Physical properties of surgical suture materials: Stress-strain relationship, stress-relaxation and irreversible elongation. *Ann Surg* 1976;184:189-93.
89. **Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, et al.** The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 1997;13:177-82.
90. **Jackson RW.** The introduction of arthroscopy to North America. *Clin Orthop* 2000:183-6.
91. **Johannson H, Lorentzon R, Sjolander P, et al.** The anterior cruciate ligament. *Neuro-orthopedics* 1990;9:1-23.
92. **Johannson H, Sjolander P, Sojka P.** Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of joint afferent fibers in the hind limb of the cat. *J Physiol (Lond)* 1986;375:137-52.
93. **Johannson H, Sjolander P, Sojka P.** A sensory role for the cruciate ligaments. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1991:161-78.
94. **Jomha NM, Borton DC, Clingeleffer AJ, et al.** Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1999:188-93.
95. **Jomha NM, Pinczewski LA.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament as day surgery. *Ambulatory Surgery* 1997;5:77-9.
96. **Kannus P, Jarvinen M.** Posttraumatic anterior cruciate ligament insufficiency as a cause of osteoarthritis in a knee joint. *Clinical Rheumatology* 1989;8:251-60.
97. **Kartus J, Magnusson L, Stener S, et al.** Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A 2-5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999;7:2-8.
98. **Kartus J, Stener S, Lindahl S, et al.** Factors affecting donor-site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997;5:222-8.
99. **Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, et al.** Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med* 1991;19:305-16.
100. **Kawashima W.** Arthroscopy of the tuberculous knee in its early stage. *J Jpn Orthop Assoc* 1943;18:651.
101. **Khalsa PS, Grigg P.** Responses of mechanoreceptor neurons in the cat knee joint capsule before and after anterior cruciate ligament transection. *J Orthop Res* 1996;14:114-22.

102. **Kieser C, Jackson R.** Severin Nordentoft: The First Arthroscopist. *Arthroscopy* 2001;17:532-5.
103. **Krauspe R, Schmidt M, Schaible HG.** Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. An electrophysiological study of the response properties of single identified mechanoreceptors in the cat. *J Bone Joint Surg [Am]* 1992;74:390-7.
104. **Kullmer K, Letsch R, Turowski B.** Which factors influence the progression of degenerative osteoarthritis after ACL surgery? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1994;2:80-4.
105. **Kuroda R, Kurosaka M, Yoshiya S, et al.** Localization of growth factors in the reconstructed anterior cruciate ligament: immunohistological study in dogs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000;8:120-6.
106. **Lajtai G, Noszian I, Humer K, et al.** Serial magnetic resonance imaging evaluation of operative site after fixation of patellar tendon graft with bioabsorbable interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999;15:709-18.
107. **Levine RE, Simonian PT, Wright TM, et al.** Response of hamstring and patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction during cyclic tensile loading. 44th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. New Orleans, Louisiana, U.S.A., 1998:620.
108. **Li G, Rudy TW, Sakane M, et al.** The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 1999;32:395-400.
109. **Lindemann K.** Über dem plastischen Ersatz der Kreuzbänder durch gestielte Sehnenverpflanzung. *Zentralbl Chir* 1950;79:316.
110. **Liu SH, Kabo JM, Osti L.** Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. *J Bone Joint Surg [Br]* 1995;77:232-5.
111. **Livesay GA, Fujie H, Kashiwaguchi S, et al.** Determination of the in situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament. *Annals of Biomedical Engineering* 1995;23:467-74.
112. **Ludloff K.** Der operative Ersatz des vorderen Kreuzbandes am Knie. *Zentralbl Chir* 1927;54:3162-6.
113. **Macey HB.** A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 1939;69:108-9.
114. **Maeda A, Shino K, Horibe S, et al.** Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 1996;24:504-9.
115. **Magen HE, Howell SM, Hull ML.** Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 1999;27:35-43.

116. **Marcacci M, Zaffagnini S, Iacono F, et al.** Arthroscopic intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction with gracilis and semitendinosus tendons. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1998;6:68-75.
117. **Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al.** Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996;78:1728-34.
118. **Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al.** Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part I: insertion of the graft and anterior-posterior testing. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996;78:1720-7.
119. **Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, et al.** Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg [Am]* 1991;72:557-67.
120. **Martin DF, Poefling GC, Carl WW, et al.** Anterior cruciate ligament reconstruction. An economic outcome study comparing autografts to allografts. ISAKOS. Montreux, Switzerland, 2001:5.97.
121. **Mayo Robson AW.** Ruptured crucial ligaments and their repair by operation. *Am. Surg.* 1903;37:716.
122. **Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, et al.** The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991;4:3-8.
123. **Morrison JB.** Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 1969;4:573-80.
124. **Morrison JB.** The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics* 1970;3:51-61.
125. **Müller W.** Injuries of the Cruciate Ligaments and Their Repair: The Blood Supply of the Cruciate Ligaments. *The Knee : Form, Function, and Ligament Reconstruction*. First Edition ed. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1983:202-4.
126. **Müller W.** *The Knee : Form, Function and Ligament Reconstruction*. First Edition ed. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1983.
127. **Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, et al.** Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 2001;29:67-71.
128. **Nogalski M, Bach B.** Acute Anterior Cruciate Ligament Injuries. In Fu F, Harner C, Vince K eds. *Knee Surgery*. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins, 1994:679-730.
129. **Noojin FK, Voor MJ, Smith M, et al.** Point of femoral fixation in hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: A biomechanical study. 46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. Orlando, Florida, 2000:482.

130. **Noyes FR, Butler DL, Grood ES, et al.** Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984;66:344-52.
131. **O'Neill DB.** Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective randomized analysis of three techniques. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996;78:803-13.
132. **Ouweleen KM, McElroy JJ.** A unique complication following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1995;11:225-8.
133. **Palmeri M, Morgan C.** The all-inside anterior cruciate ligament reconstruction: a double socket approach. *Operative Techniques in Orthopaedics* 1996;6:161-76.
134. **Papandrea P, Vulpiani MC, Ferretti A, et al.** Regeneration of the semitendinosus tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28:556-61.
135. **Paulos LE, Rosenberg TD, Drawbert J, et al.** Infrapatellar contracture syndrome. An unrecognized cause of knee stiffness with patella entrapment and patella infera. *Am J Sports Med* 1987;15:331-41.
136. **Pena F, Grontvedt T, Brown GA, et al.** Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. *Am J Sports Med* 1996;24:329-34.
137. **Petersen W, Laprell H.** Insertion of autologous tendon grafts to the bone: a histological and immunohistochemical study of hamstring and patellar tendon grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000;8:26-31.
138. **Peterson RK, Shelton WR, Bomboy AL.** Allograft versus autograft patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction: A 5-year follow-up. *Arthroscopy* 2001;17:9-13.
139. **Phillips T, Graf BK, Vanderby R.** Length changes after cyclical loading of knotted sutures and tapes. *Arthroscopy Association of North America. Orlando, Florida*, 1996:74.
140. **Pomphrey MM, Jr.** Aggressive rehabilitation following anterior cruciate reconstruction: an update and protocol. *Mo Med* 1992;89:358-61.
141. **Rispoli DM, Sanders TG, Miller MD, et al.** Magnetic resonance imaging at different time periods following hamstring harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2001;17:2-8.
142. **Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, et al.** Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75:1795-803.
143. **Rodeo SA, Izawa K.** Tendon-to-bone healing: basic science aspects and enhancement techniques. *Techniques in Orthopaedics* 1999;14:22-33.

144. **Rodeo SA, Suzuki K, Deng XH, et al.** Use of recombinant human bone morphogenetic protein-2 to enhance tendon healing in a bone tunnel. *Am J Sports Med* 1999;27:476-88.
145. **Rosenberg TD, Franklin JL, Baldwin GN, et al.** Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1992;20:519-25; discussion 25-6.
146. **Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, et al.** Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 1997;25:472-8.
147. **Rubinstein RA, Jr., Shelbourne KD, VanMeter CD, et al.** Isolated autogenous bone-patellar tendon-bone graft site morbidity. *Am J Sports Med* 1994;22:324-7.
148. **Rudy TW, Livesay GA, Woo SL, et al.** A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments. *J Biomech* 1996;29:1357-60.
149. **Rupp S, Hopf T, Hess T, et al.** Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro. *Arthroscopy* 1999;15:179-84.
150. **Sakane M, Fox RJ, Woo SL, et al.** In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 1997;15:285-93.
151. **Sandberg R, Balkfors B, Nilsson B, et al.** Operative versus non-operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg [Am]* 1987;69:1120-6.
152. **Scavenius M, Bak K, Hansen S, et al.** Isolated total ruptures of the anterior cruciate ligament--a clinical study with long-term follow-up of 7 years. *Scand J Med Sci Sports* 1999;9:114-9.
153. **Schatzmann L, Brunner P, Staubli HU.** Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6:S56-61.
154. **Scheffler SU, Südkamp NP, Göckenjan A, et al.** The impact of fixation level and fixation method on anterior cruciate ligament reconstructions: a biomechanical comparison of four hamstring and one patellar tendon graft reconstruction techniques. *Arthroscopy* 2001.
155. **Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, et al.** Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984;66:1072-6.
156. **Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, et al.** Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Am]* 1987;69:243-7.
157. **Scranton PE, Pinczewski LA, Auld MK, et al.** Outpatient endoscopic quadruple hamstring anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Techniques in Orthopaedics* 1996;6:177-80.

158. **Seil R, Rupp S, Krauss PW, et al.** Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 1998;26:815-9.
159. **Seitz H, Chrysopoulos A, Egkher E, et al.** Langzeitergebnisse nach vorderem Kreuzbandersatz im Vergleich zur konservativen Therapie. *Chirurg* 1994;65:992-8.
160. **Shelbourne KD, Gray T.** Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med* 1997;25:786-95.
161. **Shelbourne KD, Nitz P.** Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990;18:292-9.
162. **Shellock FG, Mink JH, Curtin S, et al.** MR imaging and metallic implants for anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of ferromagnetism and artifact. *J Magn Reson Imaging* 1992;2:225-8.
163. **Shelton WR, Treacy SH, Dukes AD, et al.** Use of allografts in knee reconstruction: surgical considerations. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 1998;6:169-75.
164. **Shirakura K, Terauchi M, Kizuki S, et al.** The natural history of untreated anterior cruciate tears in recreational athletes. *Clin Orthop* 1995:227-36.
165. **Simonian PT, Monson JT, Larson RV.** Biodegradable interference screw augmentation reduces tunnel expansion after ACL reconstruction. *Am J Knee Surg* 2001;14:104-8.
166. **Sommerlath K, Lysholm J, Gillquist J.** The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year followup. *Am J Sports Med* 1991;19:156-62.
167. **Stahelin AC, Weiler A.** All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. *Arthroscopy* 1997;13:773-9.
168. **Stahelin AC, Weiler A, Rufenacht H, et al.** Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: a report of six cases. *Arthroscopy* 1997;13:238-44.
169. **Staubli HU, Rauschning W.** Kneiverletzungen beim alpinen Skisport. *Schweizerische Zeitschrift für Medizin und Traumatologie* 1994:30-7.
170. **Staubli HU, Schatzmann L, Brunner P, et al.** Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med* 1999;27:27-34.
171. **Steinbrück K.** Epidemiologie von Sportverletzungen, 15-Jahres-Analyse einer sportorthopädischen Ambulanz. *Epidemiologie von Sportverletzungen, 15-Jahres-Analyse einer sportorthopädischen Ambulanz. Sportverletzung Sportschaden* 1987;1:2-12.

172. **Steiner ME, Hecker AT, Brown CHJ, et al.** Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 1994;22:240-6.
173. **Takagi K.** Practical experience using Takagi's arthroscope. *J Jpn Orthop Assoc* 1933;8:132.
174. **Tomita F, Yasuda K, Mikami S, et al.** Comparisons of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-Patellar tendon-Bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2001;17:461-76.
175. **Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, et al.** Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med* 2001;29:83-7.
176. **Verth z.** *Verh Dtsch Orth Ges* 1933;27:269-70.
177. **Wallace MP, Howell SM, Hull ML.** In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 1997;15:539-45.
178. **Watanabe M, Takeda S.** The number 21 arthroscope. *J Jpn Orthop Assoc* 1960;34:1041.
179. **Weiler A, Hoffmann RF, Bail HJ, et al.** Tendon healing in a bone tunnel. Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 2002;18:124-35.
180. **Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, et al.** Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 1998;14:29-37.
181. **Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, et al.** Biodegradable implants in sports medicine: the biological base. *Arthroscopy* 2000;16:305-21.
182. **Weiler A, Peters G, Maurer J, et al.** Biomechanical properties and vascularity of an anterior cruciate ligament graft can be predicted by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. A two-year study in sheep. *Am J Sports Med* 2001;29:751-61.
183. **Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, et al.** The endopearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* 2001;17:353-9.
184. **Weiler A, Scheffler SU, Sudkamp NP.** Aktuelle Aspekte in der Verankerung von Hamstringsehnen-Transplantaten in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* 2000;71:1034-44.
185. **Weiler A, Windhagen HJ, Raschke MJ, et al.** Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 1998;26:119-26.

186. **Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M.** A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 1999;27:202-7.
187. **Wojtys EM, Huston LJ.** Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament- deficient lower extremities. *Am J Sports Med* 1994;22:89-104.
188. **Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, et al.** Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991;19:217-25.
189. **Woo SL, Orlando CA, Camp JF, et al.** Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *Journal of Biomechanics* 1986;19:399-404.
190. **Woo SL, Smith BA, Livesay GA, et al.** Why do ligaments fail ? *Current Orthopaedics* 1993;7:73-84.
191. **Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, et al.** The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 1999;27:772-7.
192. **Yasuda K, Tsujino J, Ohkoshi Y, et al.** Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* 1995;23:706-14.
193. **Yoshiya S, Nagano M, Kurosaka M, et al.** Graft healing in the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 2000;278-86.
194. **Yunes M, Richmond JC, Engels EA, et al.** Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy* 2001;17:248-57.
195. **Zavras TD, Amis AA.** Method for visualising and measuring the position of the femoral attachment of the ACL and ACL grafts in experimental work. *Journal of Biomechanics* 1998;31:387-90.

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. N.P. Haas, dem Direktor der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, in dessen Abteilung ich diese Arbeit erstellen durfte.

Herrn Prof. Dr. R.F. Hoffmann für die freundliche Überlassung des Themas und die mir zu jeder Zeit gewährte Unterstützung bei der Durchführung dieser Dissertationsarbeit.

Herrn Dr. med. A. Weiler, der als direkter Betreuer dieser Arbeit mir jederzeit als Ansprechpartner zur Verfügung stand und mit seiner außergewöhnlichen Disziplin und seinem Fachwissen ein Vorbild gewesen ist.

Frau G. Heymann, ohne deren Hilfe die Erstellung verschiedener Abbildungen in der sich in dieser Arbeit präsentierenden Qualität kaum möglich gewesen wäre.

Frau Dr. M. Apreleva, ohne deren Hilfe bei der Entwicklung der Software zur Datenanalyse eine Auswertung dieser Arbeit sicherlich einen noch weitaus umfangreicheren Zeitraum eingenommen hätte..

Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides Statt, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl oder Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar finanzielle Leistungen für Arbeiten erhalten, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Berlin, den 15.05.2002

Sven Scheffler